

Aus dem Physiologischen Institut der Universität
Marburg/Lahn.

Direktor: Prof. Dr. H. Hensel

UNTERSUCHUNGEN MIT
6-PLATTENWÄRMELEITELEMENTEN AM MODELL
UND AN DER MENSCHLICHEN HAUT

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades der Humanbiologie
des Fachbereichs Humanmedizin
der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

DIPL.-ING. SIEGFRIED BRANDT

aus Konstanz

Marburg 1975

Druck: Görich & Weiershäuser, Marburg (Lahn)

Aus dem Physiologischen Institut der Universität
Marburg/Lahn

Direktor: Prof. Dr. H. Hensel

UNTERSUCHUNGEN MIT
6-PLATTENWÄRMELEITELEMENTEN AM MODELL
UND AN DER MENSCHLICHEN HAUT

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades der Humanbiologie
des Fachbereichs Humanmedizin
der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

DIPL.-ING. SIEGFRIED BRANDT

aus Konstanz

Marburg 1975

Druck: Görich & Weiershäuser, Marburg (Lahn)



Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin
der Universität Marburg am 26.6.1975
gedruckt mit der Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Prof. Dr.med. H. Oepen
Referent: Prof. Dr.med. H. Hensel
Correferent: Prof. Dr.med. G. Hildebrandt

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
1. Einleitung	1
2. Prinzip der Durchblutungsmessung	2
2.1. Aufbau des 6-Plattenelementes	2
2.2. Ableitung der Bestimmungsgleichung	5
2.3. Bestimmung der Sondenkonstanten	10
2.4. Mitheizung der ungeheizten Platte	22
2.4.1. Versuchsaufbau	23
2.4.2. Versuchsdurchführung	24
2.5. Eindringtiefe	32
2.6. Versuche am Strömungsmodell	35
3. Messung der Hautdurchblutung am Menschen	57
3.1. Kipptischversuche mit gesunden Versuchspersonen	59
3.2. Durchblutungsmessungen während der Narkose	71
4. Zusammenfassung	78
5. Literaturverzeichnis	79



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41552328_0065

Einleitung

Die Aufgabe dieser Arbeit bestand darin, einen Hautmeßkopf zu entwickeln und zu untersuchen, der es erlaubt, die Hautdurchblutung über längere Zeit d.h. Stunden und Tage unter den in der physiologischen Adaptationsforschung und in der klinischen Routine gegebenen Bedingungen zu messen.

Das sehr eingehend untersuchte Verfahren der Fluvographie bietet sich hier an. Die Gerätebedienung und die Handhabung sind relativ einfach, außerdem ist es keine Belastung für den Patienten, da ohne operative Eingriffe gemessen werden kann.

Die bisher verwendeten Zweiplatten-Elemente zeigen eine Richtungsabhängigkeit auf (Lit.17,25,34,49) und erschweren somit die Anwendung bei anisotropen Durchblutungsverhältnissen. Ringelemente weisen Fehler bei Änderung der Umgebungstemperatur auf (Lit.17,34). Bandlelemente (Lit.31) kommen wegen ihrer Größe nicht in Betracht, da Messungen auch an kleinen Arealen, z.B. am Daumenballen, möglich sein sollen.

Es wurde (Lit.17) bereits ein Mehrplatten-Element mit 6 kreisförmig angeordneten Platten beschrieben, das eine geringere Richtungsabhängigkeit als das Zweiplatten-Element besitzt; eine Veröffentlichung über damit gewonnene Versuchsergebnisse oder sonstige Untersuchungen darüber liegen nicht vor. Eine noch höhere Plattenzahl führt wegen des erforderlichen Abstandes zwischen den geheizten und ungeheizten Platten (s. Mitheizung) notwendigerweise zu einem größeren Sondendurchmesser, der dann wiederum die Anwendungsmöglichkeiten begrenzt.

In der folgenden Arbeit werden Untersuchungen an 6-Plattenelementen verschiedener Dimensionen beschrieben. Auf eine Beschreibung der verschiedenen Verfahren zur Durchblutungsmessung sowie deren Vor- und Nachteile wird in dieser Arbeit nicht eingegangen, da diese in der Literatur beschrieben sind (Lit.6,10,17,23,24,25,34,42,48,51).

Prinzip der Durchblutungsmessung

Das Prinzip der Durchblutungsmessung mit Hilfe der Fluvo-graphie sei hier nur kurz dargestellt, da es in der Literatur eingehend beschrieben wird. Zusammenfassend kann man sagen, daß es darin besteht, daß die Temperaturdifferenz zwischen einer beheizten Stelle und einer unbeheizten Stelle fortlaufend gemessen wird. Diese Temperaturdifferenz ist abhängig von der Wärmemenge, die von der elektrisch beheizten Stelle in das umgebende Medium pro Zeiteinheit abtransportiert wird, d.h. von der Wärmeleitzahl des Mediums und selbstverständlich auch vom Aufbau (Geometrie, Material) der Sonde. Der Wärmetransport erfolgt durch Konduktion, Konvektion, Strahlung und Verdunstung (Lit.28). Der Anteil der Strahlung kann vernachlässigt werden und im Normalfall auch die Evaporation (Lit.23). Es bleiben also Konduktion und Konvektion, wobei die Konduktion im allgemeinen als eine zeitkonstante Größe angesehen werden kann (Lit.21,24,28). Somit ist die Änderung der Temperaturdifferenz von der Konvektion, d.h. in der gegebenen Meßsituation von der Durchblutung abhängig, wobei man in diesem Bereich voraussetzen darf, daß die Wärmeleitzahl selbst unabhängig von der Temperatur ist (Lit.14, 51). Man bestimmt also eine Wärmeleit- bzw. Wärmetransportzahl λ , die sich mathematisch mit der Gleichung

$$\lambda = k \frac{1}{\sqrt[3]{D}} - a \quad (1)$$

beschreiben läßt.

Die Theorie des Zusammenhangs zwischen Temperaturdifferenz und Wärmetransport ist in Lit.21 gut dargestellt.

Aufbau des 6-Plattenelementes.

Bevor die Bestimmungsgleichung von λ für das 6-Plattenelement hergeleitet wird, sei zum besseren Verständnis zunächst der Aufbau dieses Elementes beschrieben.

Abb. 1 zeigt die schematische Darstellung eines 6-Plattenelementes mit 16 mm Außendurchmesser und 3 mm Plattendurchmesser. Zur besseren Unterscheidung wird es als 6-16/3-Element bezeichnet, wobei die 1. Ziffer die Anzahl der Elemente

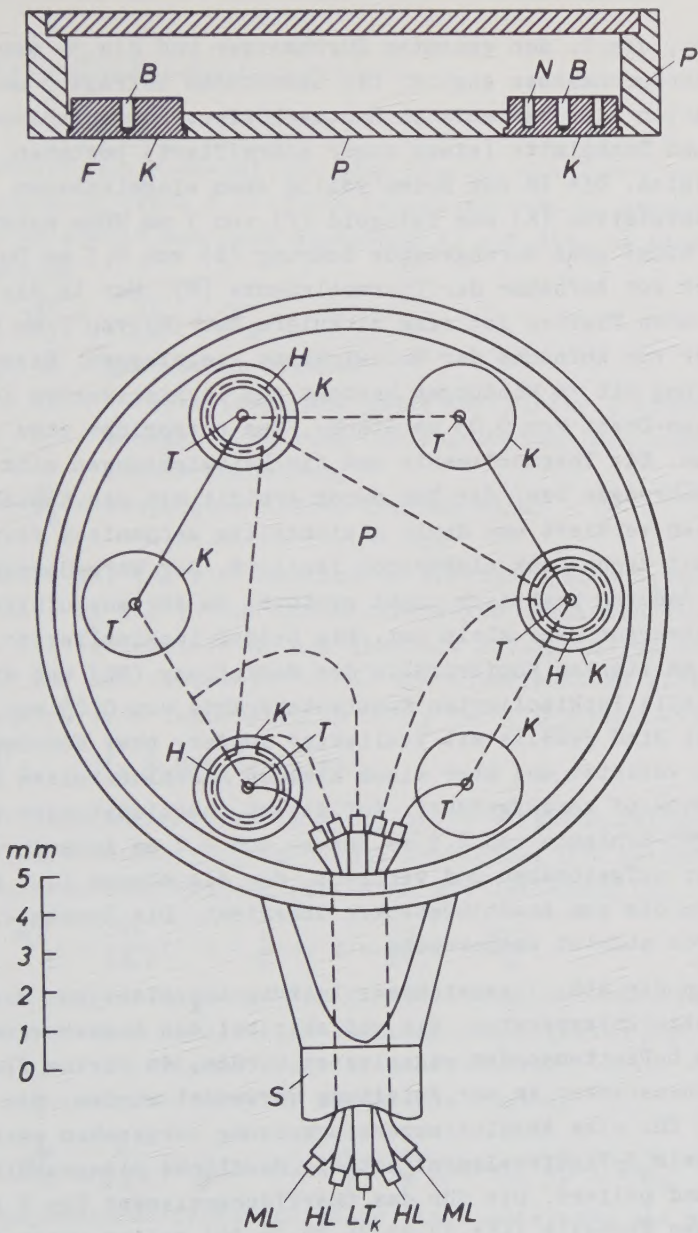


Abb. 1: Schematische Darstellung des 6-Plattenelementes

angibt, die 2. den gesamten Durchmesser und die 3. den Plattendurchmesser angibt. Die Gesamthöhe beträgt 3 mm wie bei allen hier verwendeten Hautmeßköpfen. Sondengehäuse (P) und Deckplatte (etwas enger schraffiert) bestehen aus Plexiglas. Die in den Boden völlig eben eingelassenen Kontaktplatten (K) aus Feingold (F) von 1 mm Höhe haben eine nicht ganz durchgehende Bohrung (B) von 0,3 mm Durchmesser zur Aufnahme der Thermoelemente (T). Nur in die beheizbaren Platten ist eine zirkuläre Nut (N) von 2 mm Durchmesser zur Aufnahme der Heizwicklung eingelassen. Diese Wicklung mit 18 Windungen besteht aus lackisoliertem Konstantan-Draht von 0,03 mm Stärke. Das entspricht etwa 70 Ohm. Die Thermoelemente und die Heizwicklungen sind in den Bohrungen bzw. der Nut durch Araldit mit den Kontaktplatten verklebt und damit gleichzeitig mechanisch fixiert und mit Zapon-Lack elektrisch isoliert. Der Wärmeübergang wird dadurch praktisch nicht gestört, da der auszufüllende Zwischenraum sehr klein ist. Die beiden lackisolierten 0,05 mm starken Kupferdrähte der Meßleitung (ML) und die ebenfalls lackisolierten Konstantandrähte von 0,05 mm Stärke sind jeweils mit isolierter Kupfer- bzw. Konstantan-Litze verlötet und über einen kleinen Anschlußstutzen aus dem Meßkopf herausgeführt. Auf diesen Anschlußstutzen wird der PVC-Schlauch von 2,3 mm Innen- und 2,7 mm Außendurchmesser aufgeschoben und verklebt, der die dünnen (0,7 mm) Litzen bis zum Anschlußstecker überzieht. Die Sonden sind dadurch absolut wasserdicht.

Die in der Abb. 1 gezeichnete Leitung LT_K dient zur Messung der Absoluttemperatur. Sie war aber bei den bisher verwendeten 6-Plattensonden weggelassen worden, da kleine flache Zwischenstecker in der Zuleitung verwendet wurden, die nicht für eine Absoluttemperaturmessung vorgesehen waren. Wie beim 2-Plattenelement ist die Meßfläche plangeschliffen und poliert. Die für das Oberflächenelement Typ P gegebenen Vorteile (Lit.17,23,24,25,26,34) gelten uneingeschränkt auch hier.

Ableitung der Bestimmungs Gleichung

Betrachtet man zunächst nur eine Platte, die durch einen elektrischen Strom I über den Heizwiderstand R_H beheizt wird, so erhält man nach Gleichung 53 aus Lit. 22 eine Temperatur

$$\mathcal{V}_1^* = \frac{Q_1}{4\lambda R} + \mathcal{V}_a \quad (2)$$

wobei R = Radius der Platten

λ = Wärmeleitzahl des unter der Platte liegenden homogenen Mediums (Auflagemedium) mit unendlicher Ausdehnung

und $\mathcal{V}_a$ = Temperatur dieses Mediums sind.

Nimmt man an, daß die beheizbaren Platten gleich beheizt (gleiches R_H und I) und keine Strömungen vorhanden sind, sowie die Wärmeableitung nur über das Auflagemedium erfolgt, ferner für die Temperaturfelder die Superposition gilt, so folgt für die Temperatur am Ort $\underline{r}$ für $\underline{r} \gg R$ nach Lit. 22:

$$\mathcal{V}_{(r)} = \mathcal{V}_1^* \frac{2}{\pi} \arcsin \frac{R}{r} + \mathcal{V}_a \quad (3)$$

Dieser Zusammenhang ist in Abbildung 2 veranschaulicht. Unter Berücksichtigung der Temperaturfelder der beiden andern beheizten Platten gilt dann mit Gleichung (3)

$$\mathcal{V}_1 = \frac{Q_1}{4\lambda R} (1 + 2 \frac{2}{\pi} \arcsin \frac{R}{r\sqrt{3}}) + \mathcal{V}_a \quad (4)$$

Wobei hier $\underline{r}$ der Abstand von Sondenmittelpunkt zum Plattenmittelpunkt und beim 6-Plattenelement auch gleich dem Abstand der Mittelpunkte zweier benachbarter Platten ist. Entsprechend gilt für eine ungeheizte Platte:

$$\mathcal{V}_2 = \frac{Q_1}{4\lambda R} (2 \frac{2}{\pi} \arcsin \frac{R}{r} + \frac{2}{\pi} \arcsin \frac{R}{2r}) + \mathcal{V}_a \quad (5)$$

Die Temperaturdifferenz zwischen einer geheizten und einer ungeheizten Platte beträgt:

$$\mathcal{V}_D = \mathcal{V}_1 - \mathcal{V}_2 \quad (6)$$

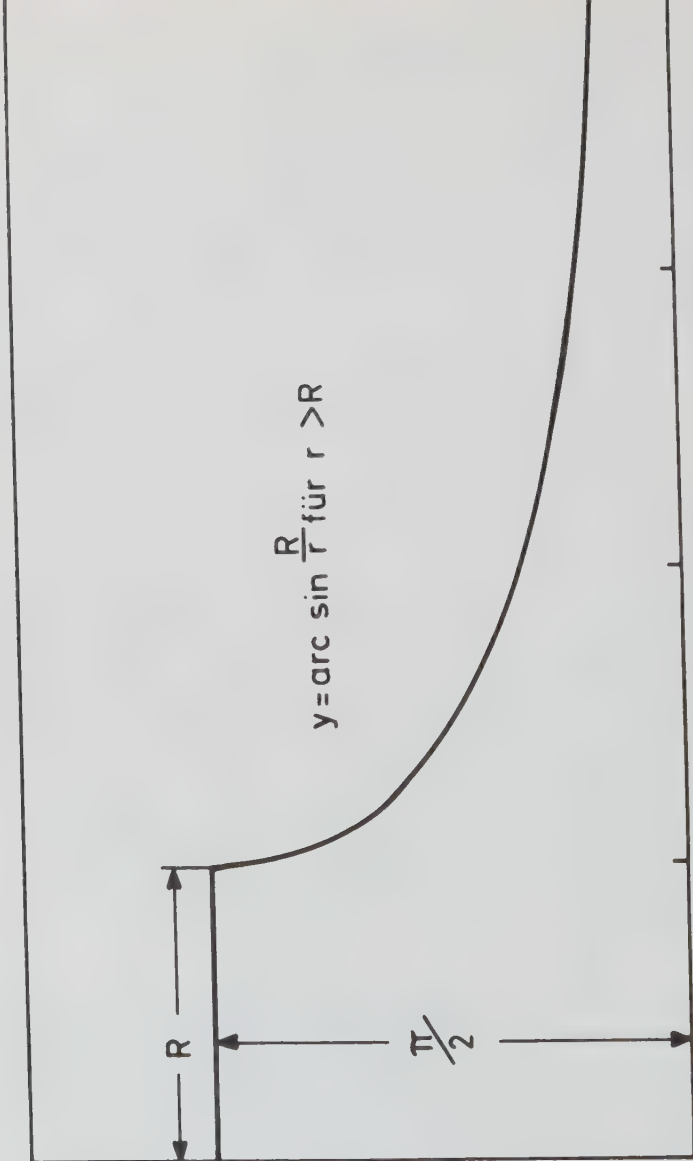


Abb. 2: Temperaturverlauf in einem unendlich ausgedehnten Körper auf dessen Oberfläche eine Platte konstanter Temperatur mit dem Radius R aufliegt.

Mit Gl. (4) und Gl. (5) folgt:

$$v_D = \frac{Q_1}{4\lambda R} \left(1 + \frac{4}{\pi} \arcsin \frac{R}{r\sqrt{3}} - \frac{4}{\pi} \arcsin \frac{R}{r} - \frac{2}{\pi} \arcsin \frac{R}{2r} \right) \quad (7)$$

Die Temperatur des Auflagedmediums fällt durch die Differenzbildung heraus, d. h. die Messung wird unabhängig von der Körper- (Medium-) -Temperatur.

Unter den genannten Voraussetzungen würde man bei dem 6-Plattenelement wegen der Hintereinanderschaltung der Thermoelemente eine Thermospannung

$$U_{Th} = 3 E_{Th} v_D \quad (8)$$

messen, wobei E_{Th} die Spannung eines Thermoelementes (42 μV) pro Grad Celsius ist.

Der Faktor 3 ist bei der Auswertung der Meßergebnisse besonders zu berücksichtigen.

In Wirklichkeit dringt aber nicht die gesamte, elektrisch erzeugte Wärme in das Auflagedmedium ein; es werden vielmehr ein Teil Q_2 an die Umgebung und ein Teil Q_3 direkt an die ungeheizte Platte abgegeben. Man hat also eine Parallelschaltung von drei Wärmeleitwerten.

$$Q_1 = Q_{el} - Q_2 - Q_3 \quad (9)$$

Unter Einführung eines Wärmeleitwertes β ergibt sich:

$$Q_1 = Q_{el} - \beta_2 (v_1^* - v_a) - \beta_3 v_D \quad (10)$$

Mit Gl. (10) folgt aus Gl. (4):

$$v_1 = \frac{Q_{el} - \beta_2 (v_1^* - v_a) - \beta_3 v_D}{4\lambda R} \left(1 + \frac{4}{\pi} \arcsin \frac{R}{r\sqrt{3}} \right) + v_a \quad (11)$$

aus Gl. (5):

$$v_2 = \frac{Q_{el} - \beta_2 (v_1^* - v_a) - \beta_3 v_D}{4\lambda R} \left(\frac{4}{\pi} \arcsin \frac{R}{r} + \frac{2}{\pi} \arcsin \frac{R}{2r} \right) + v_a + \frac{\beta_3 v_D}{4\lambda R} \quad (12)$$

aus Gl. (7):

$$\varphi_D = \frac{Q_{el} - \beta_2(\varphi_1^* - \varphi_a) - \beta_3 \varphi_D}{4\lambda R} \left(1 + \frac{4}{\pi} \arcsin \frac{R}{r\sqrt{\beta}} - \frac{4}{\pi} \arcsin \frac{R}{r} - \frac{2}{\pi} \arcsin \frac{R}{2r} \right) - \frac{\beta_3 \varphi_D}{4\lambda R} \quad (13)$$

Nach Gl. (2) gilt aber:

$$\varphi_1^* - \varphi_a = \frac{Q_{el} - \beta_2(\varphi_1^* - \varphi_a) - \beta_3 \varphi_D}{4\lambda R} \quad (14)$$

Mit Gl. (14) in Gl. (13) ergibt sich nach einigen Umrechnungen:

$$\begin{aligned} \lambda = & \frac{Q_{el}}{4R} \frac{1}{\varphi_D} \left(1 + \frac{4}{\pi} \arcsin \frac{R}{r\sqrt{\beta}} - \frac{4}{\pi} \arcsin \frac{R}{r} - \frac{2}{\pi} \arcsin \frac{R}{2r} \right) \\ & - \frac{\beta_2(Q_{el} - \beta_3 \varphi_D)}{4R \varphi_D (4\lambda R + \beta_2)} \left(1 + \frac{4}{\pi} \arcsin \frac{R}{r\sqrt{\beta}} - \frac{4}{\pi} \arcsin \frac{R}{r} - \frac{2}{\pi} \arcsin \frac{R}{2r} \right) \\ & - \frac{\beta_3}{4R} \left(2 + \frac{4}{\pi} \arcsin \frac{R}{r\sqrt{\beta}} - \frac{4}{\pi} \arcsin \frac{R}{r} - \frac{2}{\pi} \arcsin \frac{R}{2r} \right) \quad (15) \end{aligned}$$

Nach einigen Umformungen folgt mit:

$$\begin{aligned} F &= 1 + \frac{4}{\pi} \arcsin \frac{R}{r\sqrt{\beta}} - \frac{4}{\pi} \arcsin \frac{R}{r} - \frac{2}{\pi} \arcsin \frac{R}{2r} \\ 0 &= \lambda^2 + \frac{1}{4R} (\beta_2 + \beta_3 F + \beta_3 - \frac{Q_{el}}{\varphi_D} F) \lambda - \frac{\beta_2 \beta_3}{16R^2} \quad (16) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \lambda_{1,2} &= \frac{1}{8R} \left(\frac{Q_{el}}{\varphi_D} F - \beta_2 - \beta_3 F - \beta_3 \right) \\ & \pm \sqrt{\frac{1}{64R^2} \left(\frac{Q_{el}}{\varphi_D} F - \beta_2 - \beta_3 F - \beta_3 \right)^2 + \left(\frac{\beta_2 \beta_3}{16R^2} \right)^2} \quad (17) \end{aligned}$$

Vernachlässigt man den zweiten Summanden unter der Wurzel, so erhält man:

$$\lambda = \frac{Q_{el}}{4R \varphi_D} F - \frac{\beta_3}{4R} (1 + F) - \frac{\beta_2}{4R} \quad (18)$$

Setzt man den Ausdruck für F und für

$$Q_{el} = 0,239 R_H I^2 \quad (19)$$

in Gl. (18) ein und vergleicht die Koeffizienten dieser Gleichung mit den entsprechenden Koeffizienten aus Gl. (1), so ergibt sich daraus:

$$k = \frac{0,239 R_H}{4R} \left(1 + \frac{4}{\pi} \arcsin \frac{R}{r\sqrt{2}} - \frac{4}{\pi} \arcsin \frac{R}{r} - \frac{2}{\pi} \arcsin \frac{R}{2r} \right) \quad (20)$$

$$a = \frac{1}{4R} (\beta_3 + \beta_2 + \beta_3 \left(1 + \frac{4}{\pi} \arcsin \frac{R}{r\sqrt{2}} - \frac{4}{\pi} \arcsin \frac{R}{r} - \frac{2}{\pi} \arcsin \frac{R}{2r} \right)) \quad (21)$$

Mit den bekannten Werten $R_H = 70 \Omega$, $R = 1,5 \text{ mm}$, $r = 5,5 \text{ mm}$ läßt sich nach Gl. (20) der Wert von k berechnen zu:

$$k = 21,27 \text{ cal/cm sec A}^2$$

Nach der Messung zur Bestimmung der Sondenkonstanten ergab sich aber:

$$k = 17,98 \text{ cal/cm sec A}^2$$

Aus diesen unterschiedlichen Werten folgt, daß die Vernachlässigung des zweiten Summanden unter der Wurzel nicht zulässig ist, bzw. der dadurch bedingte Fehler (15%) sich doch sehr stark bemerkbar macht. Andererseits könnte darauf ein Hinweis sein, daß diese Ableitung bei der gegebenen Sondengeometrie nicht mehr ganz korrekt ist, da die Voraussetzung $r \gg R$ im gegebenen Falle in $r \approx 2R$ übergeht; d. h. die ungeheizte Platte liegt im Nahfeld der Wärmequelle.

Eine ähnliche Berechnung für a läßt sich hier nicht durchführen, da die Werte für β_2 und β_3 nicht bekannt sind und mit den vorhandenen Mitteln auch nicht durch Messung direkt bestimmt werden konnten.

Nach dieser Ableitung ist man versucht, die Mitheizung zu berechnen und durch Differentialrechnung das günstigste Verhältnis von R zu r zu bestimmen, d. h. bei gegebenem Außendurchmesser der Sonde die optimale Plattengröße festzulegen. Auch diese Berechnung mußte wegen den unbekannten Wärmeleitwerten fallen gelassen werden.

Bestimmung der Sondenkonstanten

Nach der Bestimmungsgleichung (1) kann man die Sondenkonstante bei Oberflächenelementen mit Hilfe von 2 Probekörpern bekannter Wärmeleitzahl ermitteln (Lit.17). Alle hier gezeigten Eichkurven wurden mit Hilfe mehrerer Probekörper mit bekannter Wärmeleitzahl bestimmt, d.h. es wurde die dritte in Lit.17 angegebene Methode gewählt.

Der Aufbau des hierfür verwendeten Fluvographen ist in der Bedienungsanleitung des Gerätes beschrieben. Zum besseren Verständnis wird hier nochmals eine Abbildung des Gerätes sowie eine genaue Beschreibung des Eichvorganges gebracht.

Schon Hermesmeier (Lit.31) hat gezeigt, welche Rolle bei der Sondeneichung Auflagedruck, Kontaktmittel und thermische Abschirmung spielen. Die ersten Eichungen wurden deshalb mit einem Metallgewicht (500 p), 50%iger Glycerin-Wasser-Lösung und Watteabdeckung durchgeführt. Dabei zeigte sich, daß die dabei gewonnenen Meßpunkte nicht immer wie erwartet auf einer Geraden liegen.

Schritt für Schritt wurde die Technik der Messungen verbessert. Schließlich kam es zu folgender Methode, die sich als sehr praktikabel bewährt hat, wie man aus den Eichkurven der 6-Plattenelemente mit 16 mm Außendurchmesser erkennen kann.

Im einzelnen wurde wie folgt vorgegangen:

Meßverstärker mindestens 12 Std. vor der Messung einschalten(11).

Heizungsschalter(7) auf Stellung "Aus".

Meßartenschalter(8) auf Verst.0.

Meßspannungsschalter(9) auf $0,5^{\circ}\text{C}$, d.h. den empfindlichsten Bereich

Kompensationspotentiometer(6) auf 987,5 Skalenteile einstellen.

Der Zeiger am Linienschreiber(1) muß dann auf 50 Skalenteilen bzw. der Papiermitte stehen.

Die Sonde an die Steckdose für Meßfühler(10) anschließen (festschrauben).

Den Meßkopf mit Hilfe der Kapsel auf einer Pertinaxscheibe

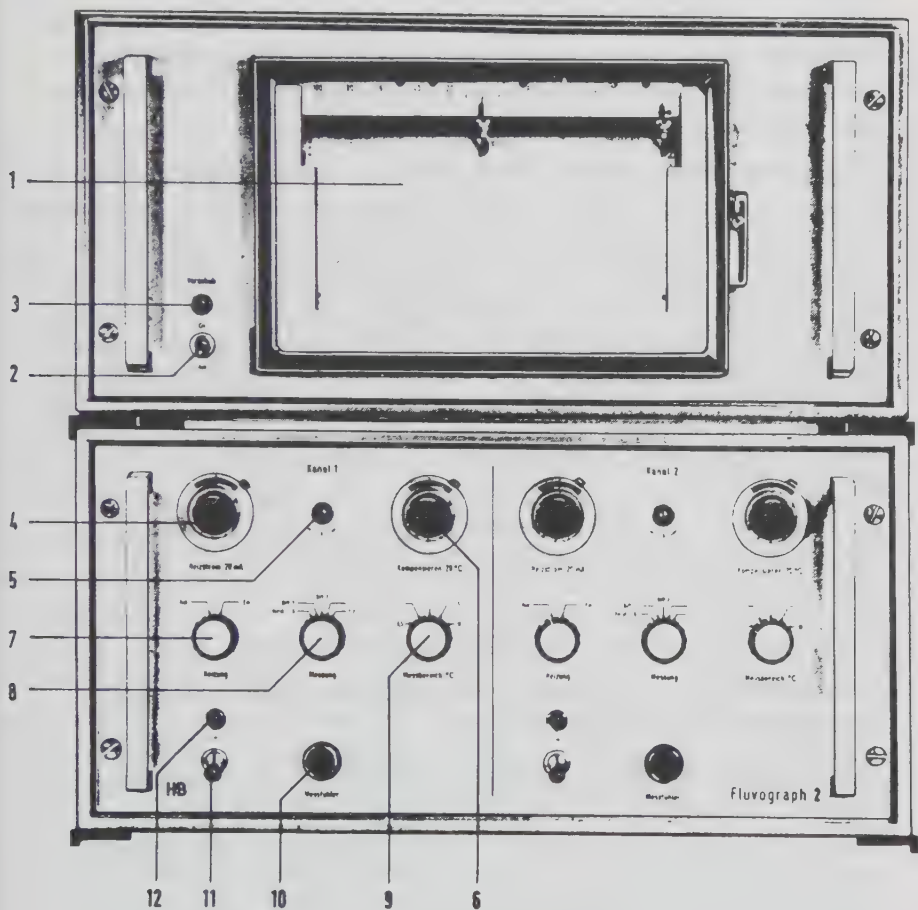


Abb. 3: Vorderansicht eines Zweikanalfluovographen

(Vorheizplatte) von 20 mm Stärke und 80 mm $\varnothing$ und unter Verwendung einer genau dosierten, d.h. der Elementgröße entsprechenden Menge (3-4 μ l für das 16 mm Element) einer 50%igen Glycerinlösung befestigen. Danach diese Platte nach außen thermisch isolieren. Sonde und Platte wurden in diesem Falle in einen 60x40x40 cm großen, mit Styropor-Plättchen (Verpackungs- und Isoliermaterial) gefüllten Karton gebracht und etwa 5 cm hoch mit diesen Plättchen bedeckt.

Meßartenschalter (8) auf Diff. 1 stellen. Der Zeiger des Linienzeichners sollte seine bisherige Lage nach 15 Minuten nicht bzw. nur geringfügig (um 2 Skalenteile am Potentiometer (6)) geändert haben, andernfalls ist die Sonde erneut aufzulegen. 2 Skt. sind noch zulässig, da Zeigerausschläge gleichen Betrages auch bei Stellung Verst. 0 während eines Tages beobachtet wurden. Die Abweichung kann in unterschiedlichsten Übergangswiderständen am Meßartenschalter oder dem Verbindungsstecker vom Verstärkerausgang zum Schreiber begründet sein.

Am Potentiometer (4) den gewünschten Heizstrom einstellen (günstig sind 15 mA für das 6-16/2- und 18 mA für das 6-16/3-Element).

Heizungsschalter (7) auf "Ein" stellen.

Zeiger läuft sofort aus dem Bereich, was aber zu keiner Beschädigung des Gerätes führt.

Nach 20 Minuten Papiervorschub, Schalter (2) einschalten und mit dem Kompensationspotentiometer (6) die Gegenspannung so einstellen, daß der Zeiger wieder auf Skalenmitte steht.

Nach weiteren 10 Minuten Nachkompensieren und den neuen Skalenwert ablesen.

Die Differenz zwischen dem Ausgangswert (987,5 Skt) und diesem neuen Wert wird mit 0.02 multipliziert. Man erhält so die gesuchte Temperaturdifferenz in Grad Celsius.

Das Quadrat der Heizstromstärke wird durch die Temperaturdifferenz dividiert. Der so berechnete Wert wird in ein Diagramm eingetragen, auf dessen Ordinate die λ -Werte und

auf der Abszisse die Quotienten aus dem Quadrat der Heizstromstärke und der Temperaturdifferenz (Lit.17,31) aufgetragen sind. Nach Gleichung (1) müssen alle so bestimmten Meßpunkte auf einer Geraden liegen. Zur Festlegung der Geraden genügen zwar 2 Meßpunkte, aber wegen der unumgänglichen Meßungenauigkeit sind mehrere (4 bis 5) Meßpunkte zweckmäßig.

Der Schnittpunkt der Geraden mit der Ordinate ($I^2/\sqrt{\theta} = 0$) ergibt die Konstante a und der Anstieg der Geraden ist den Konstanten k gleichzusetzen.

Aus Gleichung 1 erkennt man, daß die Beziehung zwischen der Wärmeleitzahl und Temperaturdifferenz bei konstanter Heizstromstärke eine Hyperbelfunktion darstellt. Deshalb ist es nicht ganz korrekt, wenn man einen linearen Maßstab annimmt (Lit.12), d.h. die aufgezeichnete Temperaturdifferenz mit der Kurve der Wärmeleitzahl gleichsetzt. Ebenso wenig darf die Konstante a bei den Hautmeßköpfen vernachlässigt werden, wenn man die Durchblutungsgröße bestimmen will.

Für die anderen 4 Eichkörper kann man, wie oben beschrieben, verfahren. Es hat sich aber gezeigt, daß die Messung genauer wird, wenn man die Heizung nicht ausschaltet und die Sonde gleich auf die nächste Eichplatte, die eine andere Wärmeleitzahl besitzt, wie oben angegeben befestigt und den nach 20 min abgelesenen Meßwert für die Berechnung der Temperaturdifferenz nimmt. Zur Kontrolle wird der Meßwert auf einer zweiten Pertinaxplatte mit gleichen Abmessungen und nahezu gleicher Wärmeleitzahl bestimmt.

Voraussetzung für diese Methode ist eine gleiche Ausgangstemperatur aller 4 Eichkörper und der "Vorheizplatte"; eine glatte Oberfläche aller Eichplatten und der Sonde, sowie gleicher Ableszeiten. Aus Vergleichsversuchen, die hier nicht aufgeführt sind, hat sich ergeben, daß die Messung ungenauer wird bei Nichteinschaltung gleicher Ableszeiten, und kein genaueres Ergebnis bei Verwendung eines Auflagegewichtes von 500 p und einer 20 mm starken Plexiglasscheibe erzielt wird. Die Plexiglasscheibe dient der thermischen Isolierung der Sonde vor dem Metallgewicht und der genauen

Zentrierung der Sonde. Die genaue Mittelpunktage wird dadurch erreicht, daß in die Mitte des Ringes eine 2 mm starke Vertiefung, deren Durchmesser und Höhe genau an die Sonde angepaßt sind, mit einer Zuführung für das Anschlußkabel eingefräst ist. Der mit dem Auflagegewicht gemachte Versuch diente zur eigenen Orientierung, um zu sehen, ob sich eine deutlich meßbare Differenz zwischen beiden Verfahren ergibt. Die Abweichung von nur 0,8% von den Werten, die mit der Kapsel erreicht wurden, spricht nicht gegen diese Methode. Obwohl sich aus einer Vergleichsmessung keine allgemein gültige Aussage machen läßt, wurde die Meßmethode mit der Kapsel beibehalten, da diese auch nachher bei der Messung der Hautdurchblutung verwendet wurde und somit den späteren Meßbedingungen während der Versuche entspricht. Außerdem kann man zur Bestimmung der geeigneten Glycerinmenge bei durchsichtigen Eichplatten den Kontaktfilm leichter kontrollieren, da sich die Sonde beim Umdrehen nicht verschiebt, was bei den Auflagegewichten leicht passieren kann.

In Tab. 1 sind die bei verschiedenen Wärmeleitzahlen bestimmten $I^2/\sqrt{\eta}$ -Werte und die daraus errechneten Sondenkonstanten für verschiedene Oberflächenelemente zusammengestellt.

Ein Vergleich mit Sondenkonstanten des Wärmeleitbandes T_6 (Lit.31) zeigt, daß die Konstanten des 6-16/3-Elementes in der selben Größenordnung liegen.

Die aus den ersten Versuchen bestimmten Werte wurden noch mit dem Rechenschieber umgerechnet, später die $I^2/\sqrt{\eta}$ -Werte mit Hilfe der Diehl-Sigmatron-Rechenmaschine bestimmt. Damit sind auch die Sondenkonstanten nach der vorprogrammierten Regressionsfunktion berechnet worden.

Alle in Tabelle 1 angeführten Werte beziehen sich auf eine Heizleistung von 10 mA mit Ausnahme des 6-Plattenelementes mit 2 mm Plattendurchmesser, das mit 15 mA beheizt wurde.

Die verwendete Glycerinmenge betrug:

beim 2-Plattenelement 5 μ l, beim Ring- und 6-24/4-Plattenelement 7-10 μ l (etwa 1 Tropfen), bei den 6-16/3-Elementen einheitlich 3 μ l.

Tabelle 1: Bestimmung der Sondenkonstanten bei
verschiedenen Hautmesköpfen

Probekörper I^2/ψ -Werte $\times 10^{-6} \text{ A}^2/\text{°C}$ beim

	6-16/2-	6-16/3-	Ring-	6-22/4-	2-13/4-Element
Trolitul	44,15	-	-	-	-
Plexiglas ^x	46,86	-	-	-	-
Plexiglas	47,27	61,8	66,98	69,44	74,63
Aeternamid	56,3	74,62	74,98	90,36	100
Pertinax	-	83,91	86,73	102,04	111,11
Pertinax ^x	66,5	-	-	-	-
SF 6	83,33	-	-	-	-
SF 10	95,34	-	-	-	-
BK 7	123,62	170,48	192,3	214,13	250

Sondenkonstanten:

$\underline{k}$ in $\frac{\text{cal}}{\text{cm sec A}^2}$ 27,64 19,33 16,55 14,53 13,06

$\underline{a}$ in $10^{-4} \frac{\text{cal}}{\text{cm sec } ^\circ\text{C}}$ 8,32 7,05 5,81 5,34 4,79

Die Wärmeleitanzahlen der Probekörper sind bekannt:

Trolitul: $\lambda = 3,94 \times 10^{-4} \frac{\text{cal}}{\text{cm sec } ^\circ\text{C}}$

Plexiglas^x: $\lambda = 4,65 "$

Plexiglas: $\lambda = 4,67 "$

Aeternamid: $\lambda = 7,36 "$

Pertinax: $\lambda = 9,26 "$

Pertinax^x: $\lambda = 10,07 "$

SF 6: $\lambda = 14,75 "$

SF 10: $\lambda = 17,9 "$

BK 7: $\lambda = 25,9 "$

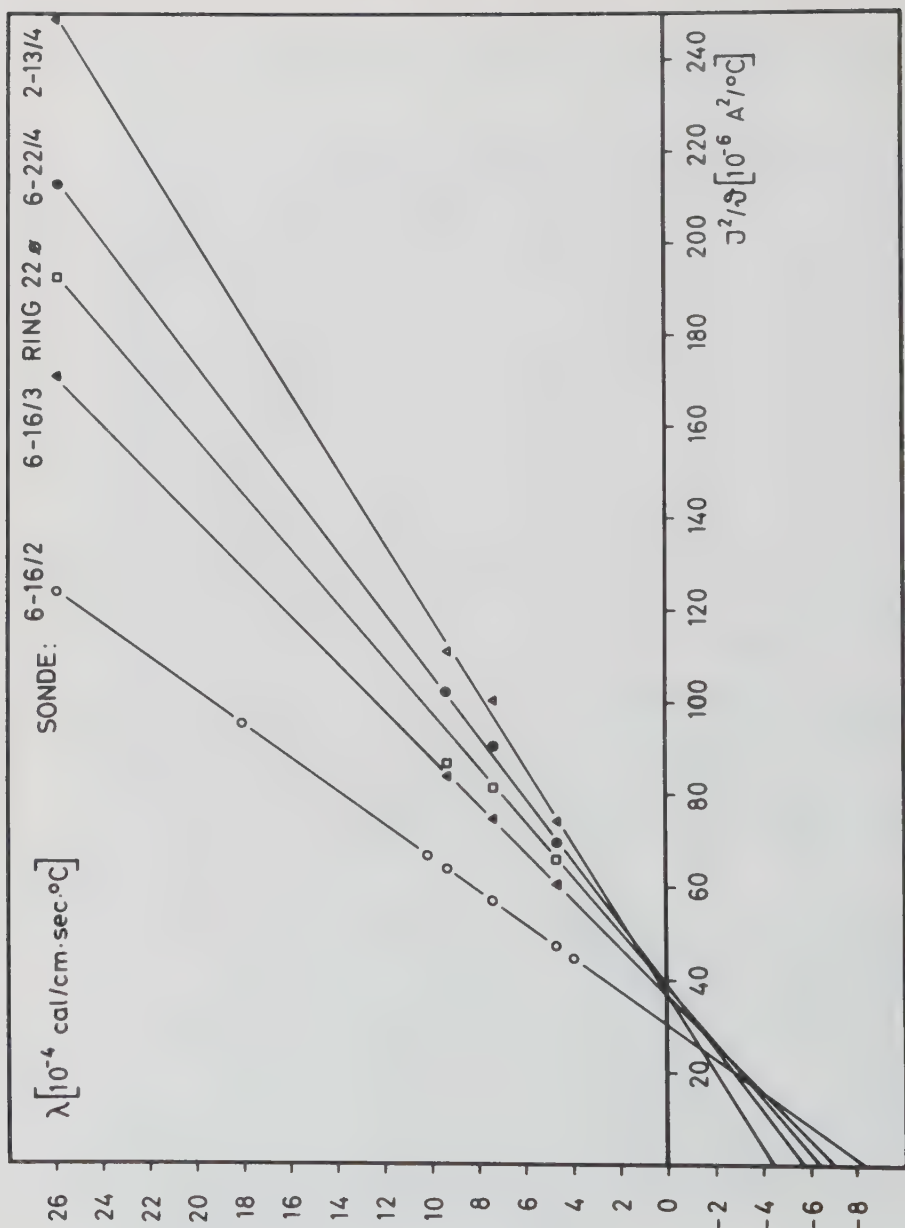


Abb. 4: Eichgeraden verschiedener Hautmeßköpfe

Abbildung 4 zeigt die nach Tab. 1 gezeichneten Eichgeraden für die Elemente 2-13/4, 6-16/2, 6-16/3, 6-22/4 und Ringelement.

Die Ursache für die geringfügige Abweichung in Abb. 4 der Meßpunkte von der idealen Eichgeraden kann in der angerauhten Oberfläche der verwendeten Eichplatten liegen. Schon kleine Staubkörnchen, die trotz sorgfältiger Reinigung vorkommen können, schleifen Spuren in die polierte Oberfläche. Deshalb müssen die Platten nach jeder Eichung mit warmem Wasser abgewaschen, getrocknet, auf eine weiche Unterlage (Watte oder Samt) gelegt und vor Staub geschützt werden.

In Tab. 2 sind die Werte für die verschiedenen 6-Plattenelemente bei einer Heizstromstärke von 10 mA aufgeführt und in Abbildung 5 graphisch dargestellt, mit Ausnahme des 6-16/2-Elementes, das mit 15 mA beheizt wurde. Auch hier sieht man deutlich bei SF10 den Einfluß der Oberflächen-güte der Eichplatten.

Da verschiedene Heizstromstärken bei der Eichung verwendet wurden, muß geprüft werden, ob dies überhaupt zulässig ist und welcher Fehler dabei auftritt. Deshalb wurden 3 verschiedene Elemente auf derselben Pertinaxplatte mit einem Heizstrom von 16, 18 und 20 mA beheizt. Die Ergebnisse sind in Tab. 3 zusammengefaßt.

Vergleicht man die I^2/η -Werte untereinander, so kann man kaum einen Einfluß der unterschiedlichen Heizleistungen feststellen. Beachtenswert ist aber, daß der Fehler bei dem Element mit dem größten Plattenabstand am größten ist. Nur ist leider nicht genau feststellbar, ob der Fehler auf ungenaue Messung, d.h. auf nicht sorgfältigste Beachtung der Eichbedingungen (thermische Isolation, genaue gleiche Lage, gleiche Ableszeiten), wie sie nach und nach erarbeitet wurden, oder auf eine Verschiebung des Verhältnisses der abgegebenen Wärmemenge über die jeweiligen Wärmeleitwerte, zurückzuführen ist. Es kann aber auch daran liegen, daß die zeitlichen Zwischenräume zwischen den einzelnen Messungen nicht ausgereicht haben, um die Pertinaxplatte auf die Ausgangstemperatur abzukühlen, wodurch sich ein Tem-

Tabelle 2: Bestimmung der Sondenkonstanten bei
verschiedenen 6-Plattenelementen

Probekörper (s. Tab. 1)	$I^2/\sqrt{t}$ -Werte in $10^{-6} \text{ A}^2/\text{°C}$ bei den Elementen:			
	6-16/2	6-16/3	6-18/3	6-22/4
Trolitul	44,15	56,9	52,4	64
Plexiglas ^x	46,86	-	-	-
Plexiglas	47,27	61,6	56,8	68,9
Aeternamid	56,3	-	-	-
Pertinax	-	84,4	74,6	98
Pertinax ^x	66,5	-	-	-
SF 6	83,33	-	-	-
SF 10	95,34	135,8	127	149
BK 7	123,62	170,5	164,8	215
Sondenkonstanten:				
k in cal/cm sec A^2	27,64	18,96	19,17	14,79
a in $10^{-4} \text{ cal/cm sec } \text{°C}$	8,32	6,97	5,90	5,26

Tabelle 3: Einfluß der Heizstromstärke auf die $I^2/\sqrt{t}$ -
Werte in $10^{-6} \text{ A}^2/\text{°C}$ bei drei 6-Plattenele-
menten auf Pertinax

Heizstromstärke	6-16/3-	6-18/3-	6-22/4-Element
16 mA	83,48	78,96	92,98
18 mA	83,79	78,39	93,82
20 mA	83,33	78,64	93,60
Mittelwert	83,53	78,66	93,47
Standardabweichun.	0,23	0,18	0,43

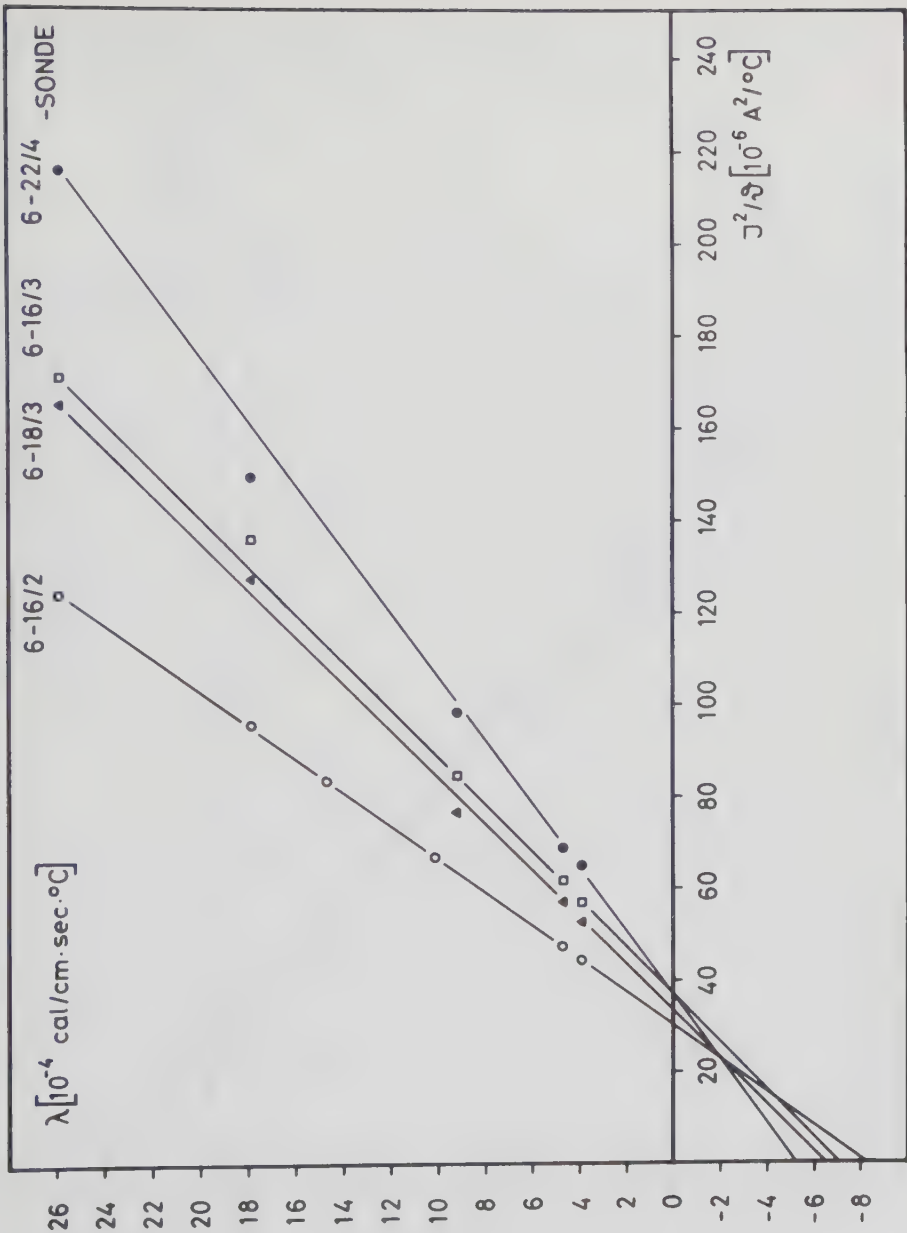


Abb. 5: Eichgeraden verschiedener 6-Plattenelemente

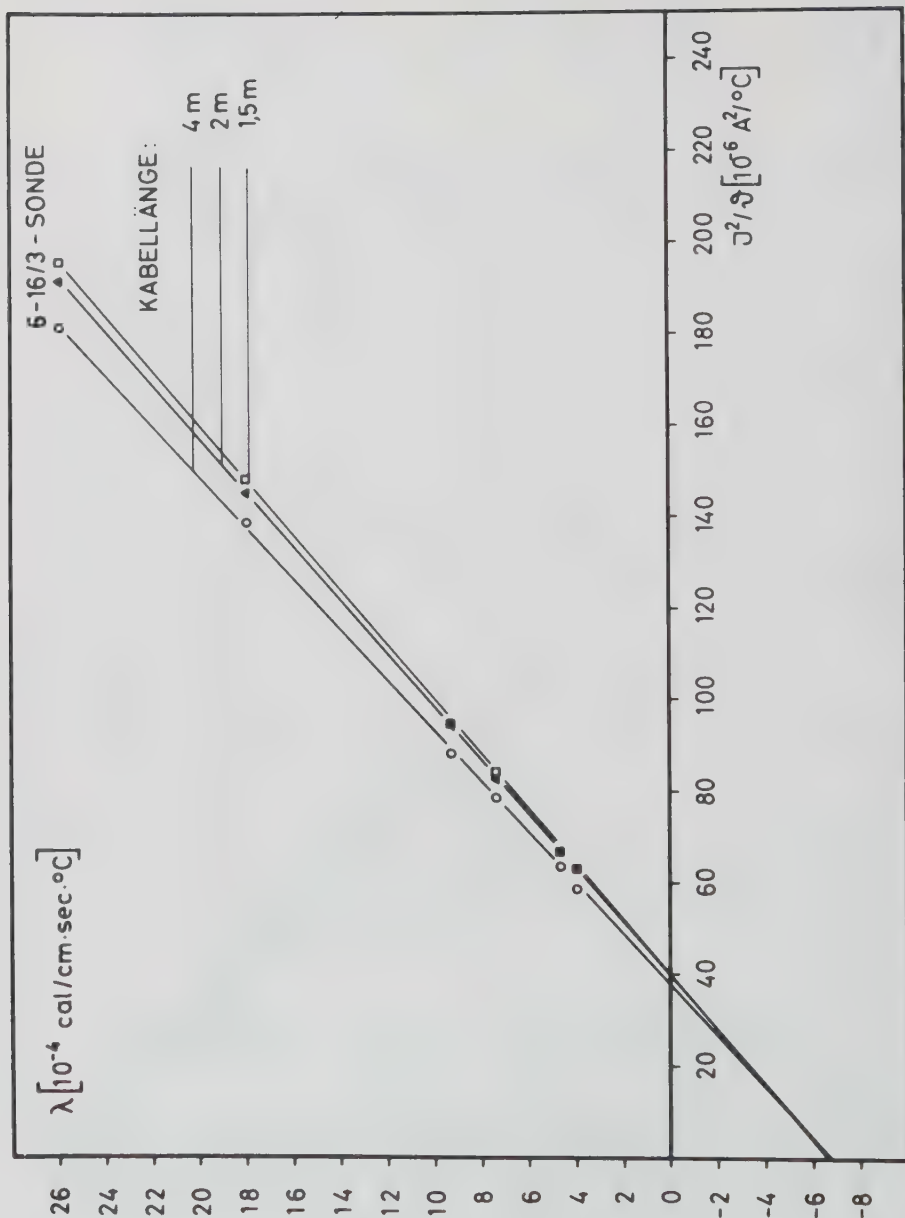


Abb. 6: Eichgeraden von 6-Plattenelementen bei verschiedener Kabellänge

Tabelle 4: Vergleich der $I^2/\dot{V}$ -Werte in $10^{-6} \text{ A}^2/\text{°C}$ bei zwei 6-16/3-Elementen mit unterschiedlicher Kabellänge

	Sonde I	Sonde II		
Probekörper	Kabell.: 2m	1,5m	3m	4m
Trolitul	58,59	62,91	62,23	61,79
Plexiglas	63,16	67,78	67,41	67,27
Aeternamid	78,26	83,94	83,58	82,86
Pertinax	88,04	94,19	93,73	93,64
Pertinax	xx 93,43	xx88,85	-	-
SF 10	138,46	147,95	147,05	145,59
BK 7	181	195,18	192,1	190,97
Sondenkonstanten:				
$\underline{k}$ in	17,98	16,58	16,87	17,03
cal/cm sec A^2				
$\underline{a}$ in	6,64	6,51	6,66	6,71
10^{-4} cal/cm sec °C				

xx: Diese Werte ergeben sich beim Vertauschen der Kabel 1,5m an Sonde I und 2m an Sonde II

peraturgradient ausgebildet hat, der bei einer geringen Verschiebung der Sonde sich als Fehler bemerkbar macht. Nachträglich ist es sehr schwierig, den Fehler dem einen oder anderen Grund zuzuordnen.

In Abb. 6 sind zwei Eichkurven eines 6-16/3-Elementes bei unterschiedlicher Leitungslänge im Vergleich zu einer Eichkurve eines anderen 6-16/3-Elementes bei einer Heizstromstärke von 18 mA dargestellt. Die zugehörigen Werte sind in Tab. 4 aufgeführt.

Man kann leicht erkennen, daß die Kabellänge einen nicht vernachlässigbaren Einfluß hat. Noch deutlicher sieht man das beim Vertauschen der Zuleitungskabel zweier Sonden anhand der I^2/ϱ -Werte, wenn man die 4. und 5. Zeile der Tabelle 4 miteinander vergleicht. Außerdem kann man feststellen, daß die Sonden gleicher Bauart und gleichen Typs in ihren Sondenkonstanten nicht allzusehr voneinander abweichen.

Mittheizung der ungeheizten Platte

Die Mittheizung wird in der Literatur (Lit.17,20,31,34) in Prozenten angegeben, und zwar versteht man darunter die Übertemperatur des ungeheizten Vergleichspunktes (hier Platte) in Prozenten der Übertemperatur des Heizpunktes.

Bei der Ableitung der Bestimmungsgleichung wurde schon gezeigt, daß im Abstand r von der geheizten Platte eine höhere Temperatur (t_r^n) als die Umgebungstemperatur (t_a^n) herrscht, und ein Anteil der elektrisch erzeugten Heizleistung direkt auf die ungeheizte Platte übertragen wird, den man als Mittheizung im engeren Sinne bezeichnen könnte. Die Heizleistung kann aber nicht beliebig gesenkt werden, da wegen der gewünschten Eindringtiefe ein größerer Gewebebezirk aufgeheizt werden muß (Lit.17,34). Durch die geometrische Anordnung muß die Temperatur des Vergleichspunktes (s. Gl. 11 u. 12) beim 6-Plattenelement größer sein als beim 2-Plattenelement. Für die Durchblutungsmessung wiederum ist der durch diese Temperatur bedingte

Fehler nicht so groß, was sich am Strömungsmodell zeigen läßt (Lit.17,34).

Die Temperatur der ungeheizten Platte wird also um so mehr von der Umgebungstemperatur abweichen, je näher sie bei der beheizten Platte liegt, was die Ergebnisse der Durchblutungsmessung verfälscht. Die infolge der Mitheizung zu kleine Differenz täuscht eine höhere Durchblutung vor, als sie tatsächlich vorliegt. Andererseits soll der Abgriff des physiologischen Temperaturgradienten möglichst gering gehalten werden (Lit.17,31,34).

Versuchsaufbau zur Bestimmung der Mitheizung

Zur Messung der Übertemperatur mußte je ein zusätzliches Thermoelement in eine geheizte und eine ungeheizte Platte eingebaut werden. Die hierfür erforderlichen Anschlußdrähte wurden in einem dünnen PVC-Schlauch seitlich aus der Sonde herausgeführt. Beide Gegenelemente wurden gemeinsam in einem Peltierthermostaten (Fa. Neumann) auf konstanter Temperatur gehalten, die so festgelegt war, daß keine Thermospannung zwischen den Thermoelementen der Sonde und denen im Thermostaten auftrat, wobei die ungeheizte Sonde auf einer Pertinaxscheibe auflag. Dieses Material wurde deshalb gewählt, weil Pertinax etwa dieselbe Wärmeleitzahl wie die undurchblutete Haut besitzt. Die Thermospannung wurde über je einen zwischengeschalteten Knickverstärker verstärkt und konnte auf der Skala des eingebauten Zeigerinstrumentes direkt in Grad Celsius (Bereich 0 - 5) abgelesen werden.

Es wäre stattdessen einfacher gewesen, die Gegenelemente an der Pertinaxscheibe anzubringen, da die Übertemperatur bestimmt werden sollte. Dabei tauchten aber wieder die Probleme des guten thermischen Kontaktes auf. Außerdem war die Scheibe so klein, daß eine Beeinflussung der Thermoelemente durch die beheizte Sonde nicht auszuschließen war.

Versuchsdurchführung

Bei der Durchführung der Versuche wurde die Sonde unter Verwendung einer genau dosierten Glycerinmenge als Kontaktmittel mit einem Gewicht von 500 p beschwert. Da jetzt ein zusätzliches Kabel seitlich herausgeführt wurde, mußte für jede Sondengröße ein spezieller Plexiglasring mit zwei Kabelkanälen ausgefräst werden. Bei Verwendung der Kapsel wäre die Kontaktfläche für den Klebering eventuell zu klein geworden. Außerdem wäre die Gefahr einer Verkantung erhöht gewesen. In der ersten Minute wurden die Meßwerte alle 10 Sekunden, dann nach 2, 3, 4, 5, 10, 15, 20, und 30 Minuten abgelesen. Obwohl sich die Absolutwerte auch nach 30 Minuten noch geringfügig erhöhen, d.h. nach 4 Stunden werden um etwa 3 - 5 % höhere Werte gemessen, wird dieser Wert als Endwert und damit als Bezugswert festgelegt.

Die bei einer Heizstromstärke von jeweils 15 mA gemessenen Übertemperaturen sind für das 2-13/4-Element in Tabelle 5, für das 6-16/3-Element in Tabelle 6, und für das 6-16/2-Element in Tabelle 7 aufgelistet. Die zugehörigen Aufheizkurven sind in Abbildung 7 und die Abheizkurven in Abbildung 8 dargestellt. In beiden Abbildungen sieht man, daß sich die Differenztemperatur sehr rasch auf den Endwert einstellt (Lit.30,34,49), während die Absoluttemperaturen sowohl der geheizten als auch der ungeheizten Platte sich immer noch verändern (vgl.Lit.49). Dabei fällt auf, daß bei den 6-Plattenelementen die Differenztemperatur noch schneller den Endwert erreicht als beim 2-Plattenelement. Dies läßt sich durch die kürzere Umladezeit der Wärmekapazität bei kleinerem Volumen erklären.

Um zu zeigen, daß man je nach Bezugswert zu unterschiedlichen Prozentzahlen der Mitheizung kommt, sind in Abbildung 7 die Mitheizungskurven sowohl in bezug auf den Endwert als auch auf den jeweiligen Wert der Übertemperatur der geheizten Platte dargestellt.

Betrachtet man die Übertemperatur der ungeheizten Platte in Prozenten ihres Endwertes bei der Auf- und bei der Abheizung, so stellt man fest, daß diese beim Aufheizen langsamer steigt,

Tabelle 5: Mitheizung beim 2-13/4-Element auf Pertinax
Heizstromstärke 15 mA

t_E	T_1	T_2	A	B	C	D	T_3	E
10 sec	1,2	0,1	53,4	4,5	8,3	16,6	1,1	66,7
20 "	1,55	0,18	69	8	11,6	30	1,37	83
30 "	1,7	0,23	75,5	10,2	13,5	38,4	1,47	89
40 "	1,84	0,29	82	12,9	15,7	48,4	1,55	94
50 "	1,9	0,31	84,5	13,8	16,3	51,8	1,59	96,3
1 Min	1,95	0,34	87	15,1	17,4	56,8	1,61	97,5
<u>2 "</u>	2,1	0,46	93,4	20,5	21,9	76,7	<u>1,65</u>	<u>100</u>
3 "	2,14	0,49	95	21,7	22,9	81,5	1,65	100
4 "	2,16	0,51	96	22,7	23,6	85	1,65	100
5 "	2,17	0,52	96,5	23,1	23,9	86,7	1,65	100
10 "	2,2	0,55	98	24,4	25	92	1,65	100
15 "	2,22	0,57	98,7	25,3	25,6	95	1,65	100
20 "	2,23	0,58	99	25,5	25,7	96	1,65	100
30 "	2,25	0,6	100	26,7	26,7	100	1,65	100

t_A								
10 sec	1	0,45	44,5	20	-	75	0,55	33,3
20 "	0,63	0,38	28	16,9	-	63,5	0,25	15,2
30 "	0,47	0,33	21	14,6	-	55	0,14	8,5
40 "	0,37	0,28	16,5	12,4	-	46,0	0,09	5,5
50 "	0,3	0,24	13,3	10,6	-	40	0,06	3,6
1 Min	0,26	0,22	11,5	9,8	-	36,7	0,04	2,4
<u>2 "</u>	0,06	0,06	2,7	2,7	-	10	<u>0</u>	<u>0</u>
3 "	0,04	0,04	1,8	1,8	-	6,7	0	0
5 "	0	0,01	0	-	-	1,66	-	-

t_E Zeitpunkt der Ablesung nach dem Einschalten der Heizung

t_A Zeitpunkt der Ablesung nach dem Ausschalten der Heizung

T_1 Übertemperatur der geheizten Platte in Grad Celsius

T_2 Übertemperatur der ungeheizten Platte in Grad Celsius

T_3 Temperaturdifferenz $T_1 - T_2$ in Grad Celsius

A T_1 in Prozent des Endwertes

B T_2 in Prozent des Endwertes von T_1

C T_2 in Prozent des jeweiligen Wertes von T_1

D T_2 in Prozent des Endwertes

E T_3 in Prozent des Endwertes

Tabelle 6: Mitheizung beim 6-16/3-Element auf Pertinax
Heizstromstärke 15 mA

t_E	T_1	T_2	A	B	C	D	T_3	E
10 sec	1,52	0,14	46	4	9,2	8,6	1,38	82,7
20 "	1,85	0,29	56	8,8	15,7	17,8	1,56	93,5
30 "	2,02	0,42	61	12,7	21	25,7	1,60	95,7
40 "	2,15	0,52	65	15,8	24	32	1,63	97,6
50 "	2,27	0,62	69	18,8	27	38	1,65	98,7
1 Min	2,36	0,71	71,5	21,5	30	43,5	1,65	98,7
<u>2 "</u>	<u>2,62</u>	<u>0,95</u>	<u>79,5</u>	<u>28,8</u>	<u>36</u>	<u>58</u>	<u>1,67</u>	<u>100</u>
3 "	2,72	1,05	82,5	32	38,5	64,5	1,67	100
4 "	2,79	1,12	84,5	34	40	69	1,67	100
5 "	2,85	1,18	86,5	35,7	41,5	72	1,67	100
10 "	3,07	1,4	93	42,5	45,6	86	1,67	100
15 "	3,15	1,48	95,5	45	47	91	1,67	100
20 "	3,23	1,56	98	47,3	48,3	96	1,67	100
30 "	3,3	1,63	100	49,4	49,4	100	1,67	100

t_A								
10 sec	1,82	1,45	55	44	-	89	0,37	22,1
20 "	1,41	1,29	42,7	39,2	-	79	0,12	7,2
30 "	1,24	1,14	37,6	34,6	-	70	0,10	6
40 "	1,08	1,03	32,8	31,2	-	63,3	0,05	3
50 "	1	0,98	30	29,7	-	60	0,02	1,2
1 Min	0,94	0,93	28,5	28,2	-	57	0,01	0,6
<u>2 "</u>	<u>0,65</u>	<u>0,65</u>	<u>19,7</u>	<u>19,7</u>	<u>-</u>	<u>40</u>	<u>0</u>	<u>0</u>
3 "	0,54	0,53	16,4	16,4	-	32,5	-	-
4 "	0,46	0,46	15,9	15,9	-	28,2	0	0
5 "	0,38	0,38	11,5	11,5	-	23,3	0	0

t_E Zeitpunkt der Ablesung nach dem Einschalten der Heizung

t_A Zeitpunkt der Ablesung nach dem Ausschalten der Heizung

T_1 Übertemperatur der geheizten Platte in Grad Celsius

T_2 Übertemperatur der ungeheizten Platte in Grad Celsius

T_3 Temperaturdifferenz $T_1 - T_2$ in Grad Celsius

A T_1 in Prozent des Endwertes

B T_2 in Prozent des Endwertes von T_1

C T_2 in Prozent des jeweiligen Wertes von T_1

D T_2 in Prozent des Endwertes

E T_3 in Prozent des Endwertes

Tabelle 7: Mitheizung beim 6-16/2-Element auf Pertinax
Heizstromstärke 15 mA

t_E	T_1	T_2	A	B	C	D	T_3	E
10 sec	1,36	0,18	32	4,2	13	11	1,18	44,6
20 "	2,79	0,35	65	8,2	12,5	21,7	2,44	92
30 "	3,01	0,46	70,5	10,8	15	28,6	2,55	96
40 "	3,12	0,56	73	13	18	35	2,56	96,5
50 "	3,24	0,64	76	15	19,7	40	2,6	98
1 Min	3,33	0,71	78	16,6	21	44	2,62	99
2 "	3,59	0,95	84	22	26,5	59	2,64	99,5
<u>3 "</u>	<u>3,72</u>	<u>1,07</u>	<u>87</u>	<u>25</u>	<u>29</u>	<u>66,5</u>	<u>2,65</u>	<u>100</u>
4 "	3,84	1,19	90	28	31	74	2,65	100
5 "	3,91	1,26	92	29,6	32	78	2,65	100
10 "	4,04	1,39	95	32,6	34,5	86	2,65	100
15 "	4,15	1,50	97	35	36	93	2,65	100
20 "	4,23	1,58	99	37	37,4	98	2,65	100
30 "	4,26	1,61	100	37,7	37,7	100	2,65	100

t_A	T_1	T_2	A	B	C	D	T_3	E
10 sec	1,96	1,44	46	33,8	-	89,4	0,52	19,6
20 "	1,51	1,29	35,4	30,2	-	80	0,32	12,05
30 "	1,29	1,16	30,3	27,2	-	72	0,13	4,9
40 "	1,16	1,07	27,2	25	-	66,4	0,09	3,4
50 "	1,06	0,98	24,8	23	-	60,8	0,08	3
1 Min	0,99	0,91	23,2	21,3	-	56,5	0,01	0,4
<u>2 "</u>	<u>0,68</u>	<u>0,68</u>	<u>16</u>	<u>16</u>	<u>-</u>	<u>42</u>	<u>0</u>	<u>0</u>
3 "	0,5	0,49	11,7	11,5	-	30,4	-	-
4 "	0,4	0,4	9,4	9,4	-	24,9	0	0
5 "	0,31	0,31	7,3	7,3	-	19,3	0	0
10 "	0,11	0,11	2,6	2,6	-	6,8	0	0

t_E Zeitpunkt der Ablesung nach dem Einschalten der Heizung

t_A Zeitpunkt der Ablesung nach dem Ausschalten der Heizung

T_1 Übertemperatur der geheizten Platte in Grad Celsius

T_2 Übertemperatur der ungeheizten Platte in Grad Celsius

T_3 Temperaturdifferenz $T_1 - T_2$ in Grad Celsius

A T_1 in Prozent des Endwertes

B T_2 in Prozent des Endwertes von T_1

C T_2 in Prozent des jeweiligen Wertes von T_1

D T_2 in Prozent des Endwertes

E T_3 in Prozent des Endwertes



Abb. 1: Temperaturverlauf einer geheizten und einer ungeheizten Platte beim Aufheizen

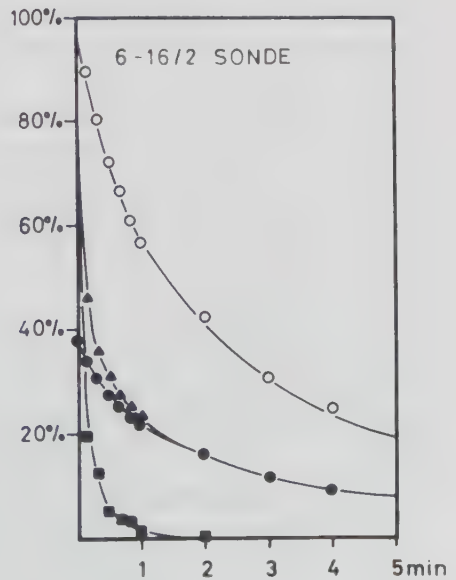
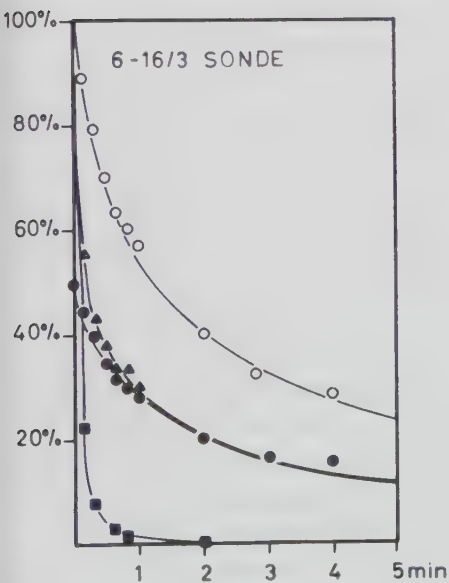
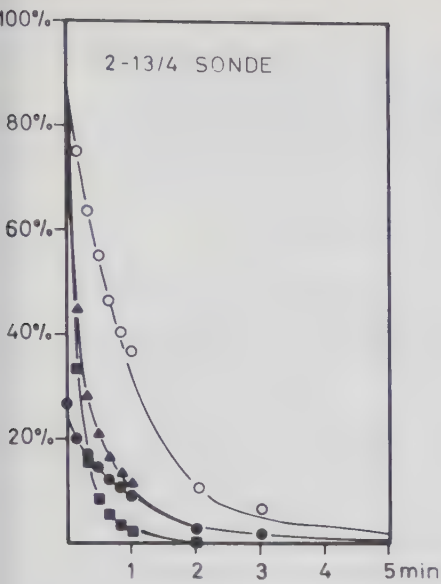


Abb. 8: Temperaturverlauf einer geheizten und einer ungeheizten Platte beim Abheizen

als die der geheizten Platte; beim Abheizen aber auch langsamer abfällt, worauf WRIGHT schon 1965 hingewiesen hat (Lit.49). Das bedeutet, daß eine gleichartige Störung sich je nach Lage, ob geheizte oder ungeheizte Platte, unterschiedlich im Meßergebnis auswirkt. Bei Inhomogenität sind deshalb beide Fälle gesondert zu betrachten.

Die Darstellung der Übertemperatur der ungeheizten Platte in Prozenten vom jeweiligen Wert der geheizten Platte bringt bei den Abheizkurven keine zusätzlichen Erkenntnisse und wurde deshalb weggelassen.

Dieselben Messungen wurden auch auf Platten unterschiedlicher Wärmeleitzahl durchgeführt. Gleichzeitig wurde auf den Einfluß der Änderung der Heizstromstärke geachtet. Beide Ergebnisse sind in Tabelle 8 zusammengefaßt, wobei jedoch nur die Endwerte (die 30-Minutenwerte) angegeben sind.

Man sieht daraus sofort, daß die Werte bei einer Heizstromstärke von 18 mA höher liegen als bei 15 mA, was nach den Gleichungen 7, 13 und 19 auch zu erwarten war. Die geringfügige Abweichung der Werte bei einem Element auf verschiedenen Eichplatten kann durch Ablesefehler bedingt sein, da dies bei verschiedenen Elementen an verschiedener Stelle auftritt, zwei Werte aber jeweils gleich sind. Das zeigt, daß die Mitheizung im stationären Fall kaum, wenn nicht gar unabhängig, im Rahmen der Meßgenauigkeit, von der Wärmeleitzahl des unter der Sonde befindlichen Mediums abhängig ist, wohl aber von der Heizleistung bzw. der Übertemperatur. Das bedeutet wiederum, daß bei der Durchblutungsmessung die Mitheizung geringer sein muß. Messungen an der Stirn ergaben je nach Durchblutungssituation Werte von maximal 45 % bis minimal 22 % und im Mittel etwa 32 % beim 6-16/3-Element und einer Heizstromstärke von 18 mA. Im Vergleich zu den 61,5 % ergeben sich also deutlich geringere Werte, was von Hille (Lit.34), Golenhofen, Hensel und Hildebrandt (Lit.17) bereits beschrieben wurde. Außerdem wird von den Autoren darauf hingewiesen, daß der Mitheizungsfehler nur bei stark inhomogener Durchblutung wirksam wird. Störungen durch Inhomogenitäten werden aber durch die kreisförmige Anordnung

Tabelle 8: Mitheizung der ungeheizten Platte bezogen auf die Übertemperatur der geheizten Platte 30 Minuten nach dem Einschalten der Heizung bei verschiedenen Sonden auf Probekörpern unterschiedlicher Wärmeleitzahl
Heizstromstärke 18 mA

Probekörper (Wärmeleitzahl in $10^{-4} \text{ cal/cm sec } ^\circ\text{C}$)	Mitheizung in Prozent beim		
	2-13/4-	6-18/3-	6-16/3-Element
Aeternamid (7,36)	38	55	61,5
Pertinax (9,26)	36	55	61,5
SF 10 (17,9)	36	58,5	62

der Platten beim 6-Plattenelement verringert (siehe Versuche am Strömungsmodell), so daß sich die stärkere Mitheizung bei diesem Elementtyp insgesamt gesehen nicht so stark auswirkt wie beim 2-Plattenelement, für das ebenfalls je nach Typ Werte bis zu 40 % gemessen wurden (Lit. 34).

Eindringtiefe

Die Definition und die Meßmethode für die Eindringtiefe sind abweichend von Lit.22 in Lit.17 und 34 genauestens beschrieben. Abweichend davon war jedoch die Wärmeleitzahl der Plexiglasplatte mit $4,65 \cdot 10^{-4}$ cal/cm sec °C. Gemessen wurde nach der bei der Eichung bereits beschriebenen Methode.

Zwischen die Pertinaxplatten von 50 mm Durchmesser und die Unterlage kamen 10 µl Glycerin als Kontaktmittel. Bei der Messung stellte sich heraus, daß immer der Wärmeleitwert der 2,5 mm starken Pertinaxplatte vom angegebenen Wert abweicht. Deshalb wurde jede Platte zuerst auf eine 8 mm starke gleichartige Pertinaxplatte gelegt, deren Wärmeleitzahl bestimmt und danach auf denselben Wert korrigiert. Diese Korrektur wurde auch bei der Variation der Unterlage berücksichtigt. Die bei verschiedenen Heizstromstärken gemessenen Werte sind in Tabelle 9 zusammengestellt.

Da die Unterschiede der Meßwerte sehr klein sind, sind in Abbildung 9 nur diejenigen Werte aufgezeichnet, bei welchen dieselbe Heizstromstärke wie bei der Durchblutungsmessung verwendet wurden.

Die Eindringtiefe e_5 kann man aus Abbildung 9 bestimmen, indem man diejenige Stelle sucht, bei der der Abstand zwischen den beiden Kurvenkästen 5 % der λ -Änderung der Unterlage beträgt. Bei den gegebenen Versuchsbedingungen sind das genau $5,05 \cdot 10^{-4}$ cal/cm sec °C. Für das 6-16/3-Element ist e_5 etwa 1,7 mm und für das 6-16/2-Element ist e_5 etwa 1,6 mm. Die Eindringtiefe der 6-Plattenelemente liegt demnach etwa im gleichen Bereich wie die der 2-Plattenelemente. Aus Abbildung 9 kann man ferner ablesen, daß die Meßergebnisse von der Dicke der Epidermis, die nach Lit.17 bis zu 1,56 mm stark sein kann, abhängig sind.

Tabelle 9: Bestimmung der Wärmeleitzahl von Pertinax-
platten unterschiedlicher Stärke auf einer
Plexiglas- und einer SF 6 - Unterlage

Stärke der Pertinax- platten	Unter- lage	Wärmeleitzahl in 10^{-4} cal/cm sec $^{\circ}$ C bei den Elementen				
		6-16/3		6-16/2		
3,0 mm	A	10,3	10,3	10,3	10,3	10,3
	B	10,3	10,3	10,3	10,3	10,3
2,5 mm	A	10,35	10,38	10,3	10,34	10,3
	B	10,2	10,22	10,3	10,21	10,22
2,0 mm	A	10,4	10,38	10,3	10,39	10,42
	B	10,1	10,05	10,09	10,13	10,14
1,5 mm	A	10,6	10,45	10,53	10,52	10,53
	B	10	10,03	9,66	9,96	9,95
1,0 mm	A	10,94	10,9	10,88	10,93	10,82
	B	9,19	9,63	9,56	9,55	9,48
Heizstromstärke		18 mA	15 mA	10 mA	15 mA	10 mA

Wärmeleitzahl von:

Plexiglas $\lambda = 4,65 \cdot 10^{-4}$ cal/cm sec $^{\circ}$ C

SF 6 $\lambda = 14,75 \cdot 10^{-4}$ cal/cm sec $^{\circ}$ C

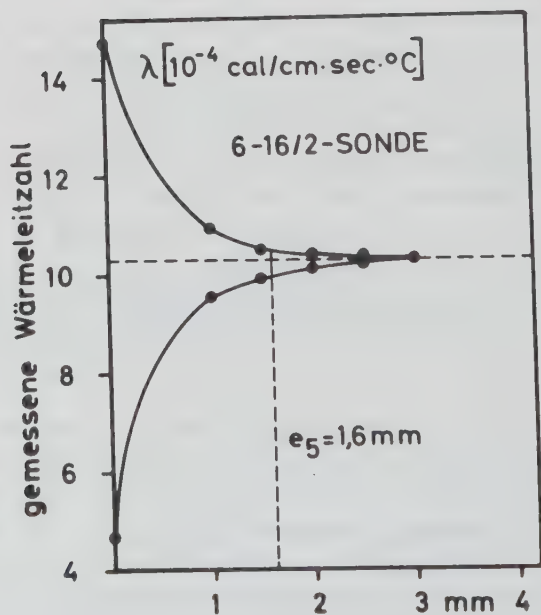
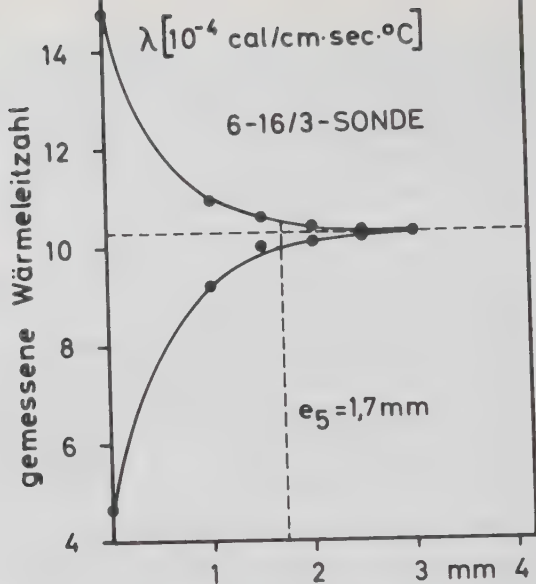


Abb. 9: Einfluß der Dicke der Pertinaxscheiben auf die Messung der Wärmeleitzahl der Unterlage (Eindringtiefe)

Versuche am Strömungsmodell

Um den Einfluß der Mitheizung und die Auswirkung der kreisförmigen Anordnung von ungeheizter und geheizter Platte beim 6-Plattenelement im Vergleich zum 2-Plattenelement zu veranschaulichen und zu erkennen, wurden Versuche an einem Modell durchgeführt, das jedoch von dem in Lit 34 beschriebenen Modell abweicht. Der Versuchsaufbau ist in Abbildung 10 schematisch dargestellt.

Von einem Thermostaten wird Wasser konstanter Temperatur über einen Schlauch durch ein Magnetventil, das Strömungsmodell und ein zweites Magnetventil wieder zurückgepumpt. Zur thermischen Isolation ist der etwa 600 mm lange Schlauch vom Thermostaten bis zu den Magnetventilen mit einem Moosgummischlauch umhüllt. Das 80 mm lange Schlauchstück vom Magnetventil bis zum Pertinaxblock ist nicht umhüllt. Der Wärmeaustausch auf dieser kurzen Strecke dürfte sehr gering sein. Wie man aus Abbildung 10 erkennen kann, ist der Versuch in bezug auf das Strömungsmodell symmetrisch aufgebaut, so daß man die Strömungsrichtung des Wassers auch umkehren kann. Die Durchflußmenge betrug 1060 ml/min.

Das Strömungsmodell besteht aus einem Pertinaxblock von 70 mm Länge, 40 mm Breite und 20 mm Höhe mit einer 2 mm starken Bohrung in Längsrichtung. Die Bohrung ist auf beiden Seiten auf 6 mm erweitert, um das Anschlußstück für den Schlauch (Innendurchmesser 8 mm) einzukleben. Da die Eindringtiefe bei nur 1,6 mm liegt, muß der Block 8 mm tief in Querrichtung ausgefräst werden, so daß links und rechts je ein 10 mm breiter Steg stehen bleibt, und die Bohrung 1 mm unter der Oberfläche verläuft. Diese Maße ergeben sich zwangsläufig, da für den Schlauchanschluß die Stege~~x~~ stehen bleiben müssen und der Durchmesser der Bohrung etwa dem eines sichtbaren Gefäßes entsprechen soll. Bei vorgegebener Tiefe und diesem Material kann die Bohrung aus fertigungstechnischen Gründen nicht beliebig klein gemacht werden. Andererseits muß es aber Pertinax sein, da dessen Wärmeleitfähigkeit derjenigen der Haut am ehesten entspricht. Außerdem muß der Zwischenraum zwischen den Stegen größer als die

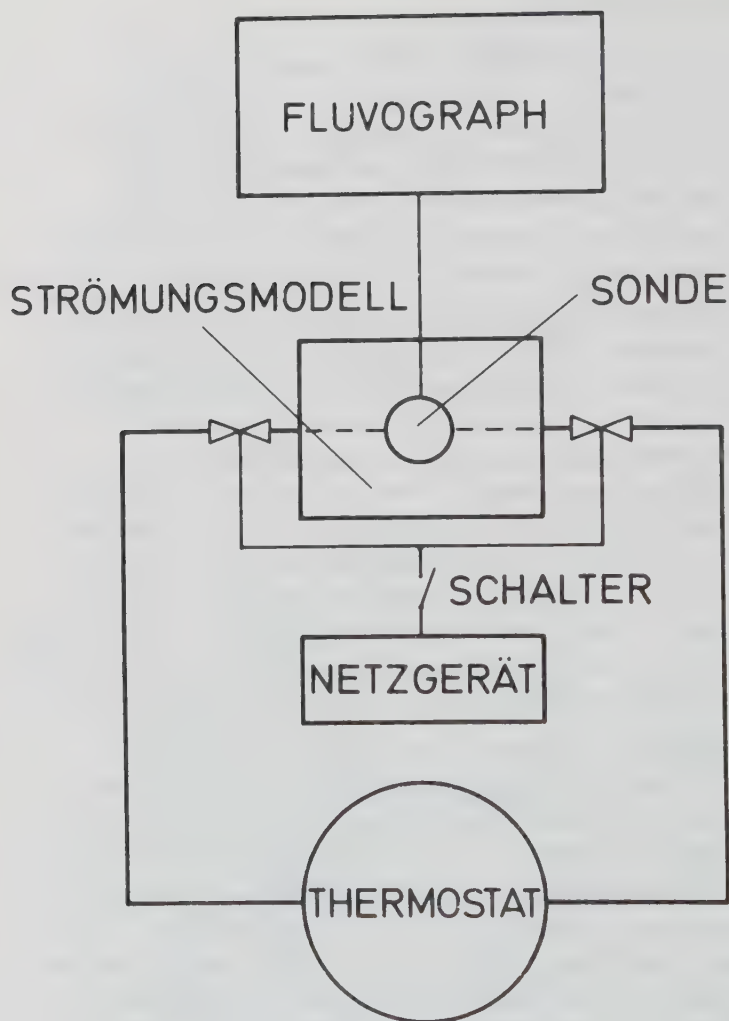


Abb.10 SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DES
VERSUCHSAUFBAUES ZUR MESSUNG
AM STRÖMUNGSMODELL

Plexiglasscheibe sein, die zur thermischen Isolierung zwischen Sonde und Auflagegewicht gelegt wird.

Mit diesem Versuchsaufbau wurden die in den Abbildungen 11 bis 21 dargestellten Kurven aufgenommen. Zuerst wurde die Drosselung bei nichtisoliertem Schlauch auf der zuführenden Seite angelegt. Dabei stellte sich heraus, daß die Versuchsergebnisse nicht den Erwartungen entsprachen.

Auch beim zweiten Versuch, bei dem die Drosselung hinter dem Strömungsmodell angelegt wurde, waren die Ergebnisse nicht befriedigend. Eine Verbesserung ergab sich erst nach der Isolierung mit dem Moosgummischlauch. Eine wünschenswerte beidseitige Drosselung mit den gegebenen Schraubklemmen war nicht gleichzeitig möglich. Deshalb wurden die Magnetventile eingesetzt, die den Wasserdurchfluß auf beiden Seiten gleichzeitig und sofort nach dem Abschalten der Versorgungsspannung von 12 Volt absperreten. Probeversuche mit zusätzlicher anschließender Drosselung mit Schraubklemmen zeigten, daß die Magnetventile absolut dicht schließen und daher ausreichen.

Bei allen Versuchen am Strömungsmodell zeigt sich, daß die Meßergebnisse nicht nur von der Lage der Sonde abhängen, sondern auch von der Wassertemperatur. Die geringsten Abweichungen bzw. die besten Meßergebnisse liegen dann vor, wenn die Wassertemperatur gleich der Raumtemperatur und damit auch der Temperatur des Strömungsmodelles ist. Um genauere und quantitative Aussagen machen zu können, wäre es demnach erforderlich gewesen, die Versuche in einer Klimakammer durchzuführen. Die Raumtemperatur schwankte zwar zwischen 23°C und $24,5^{\circ}\text{C}$ während der gesamten Versuchsdauer, sie blieb aber während eines Tages (eines Versuches) nahezu konstant. Bei diesen Versuchen kam es nur auf den qualitativen Vergleich der Meßergebnisse zwischen dem 2- und dem 6-Plattenelement an. Für die mittlere Wassertemperatur wurden 24°C gewählt, da dies etwa der Raumtemperatur entsprach und es somit nicht zu einem störenden Temperaturgradienten infolge des geometrischen Aufbaues des Strömungsmodelles kommen kann. Diese Voraussetzung ist

bei den beiden anderen Wassertemperaturen nicht ohne weiteres erfüllt, was sich aber leider nicht vermeiden läßt. Eine Erhöhung und eine Verminderung um jeweils 5°C sind zur Untersuchung der Temperaturabhängigkeit erforderlich. Dieser Temperatursprung entspricht etwa den maximalen physiologischen Änderungen der Bluttemperatur in der A. brachialis. In der A. radialis wurden sogar Bluttemperaturen von nur $21,5^{\circ}\text{C}$ gemessen (Lit.9).

Für die Versuchsdurchführung standen zwei Möglichkeiten zur Auswahl. Entweder hält man die Wassertemperatur konstant und ändert die Sondenlage, oder man ändert die Wassertemperatur bei gleicher Sondenlage. Im ersten Fall besteht eine Fehlermöglichkeit darin, daß bei Wiederholung der vorherigen Sondenlage und der neu eingestellten Wassertemperatur nicht genau dieselbe Lage aufgefunden bzw. eingestellt wird. Bei der zweiten Möglichkeit besteht die Gefahr, daß der stationäre Zustand des Temperaturfeldes im Strömungsmodell nicht vollständig erreicht ist, oder nicht alle Wassertemperaturen an einem Tag eingestellt werden können. Es hat sich aber im Vergleich beider Methoden gezeigt, daß beide gleichwertig sind, d.h. der methodische Fehler ist bei sorgfältiger Versuchsdurchführung nahezu gleich und so gering, daß er vernachlässigt werden darf.

Die Vertauschung der ungeheizten und der geheizten Platte erfolgte beim 2-Plattenelement durch Umschaltung am Steuergerät des Fluvographen von Diff.1 nach Diff.2. Beim Vergleich der Abbildung 11 mit Abbildung 12 fällt auf, daß die Temperaturänderung bei ungeheizter Sonde verschieden ist, obwohl eine gleichgroße Änderung zu erwarten wäre. Da dieses Phänomen auch bei Wiederholung des Versuches, sowohl bei 19°C als auch bei 29°C Wassertemperatur auftrat, wurde diese Messung mit einer anderen 2-Plattensonde wiederholt. Die dabei gemessene Differenz zwischen den Werten der beiden Sondenlagen war zwar geringer, jedoch auch hier vorhanden.

Die Ursache kann in einem nicht völlig symmetrischen Aufbau der Sonden liegen, sie kann aber auch gerätetechnisch

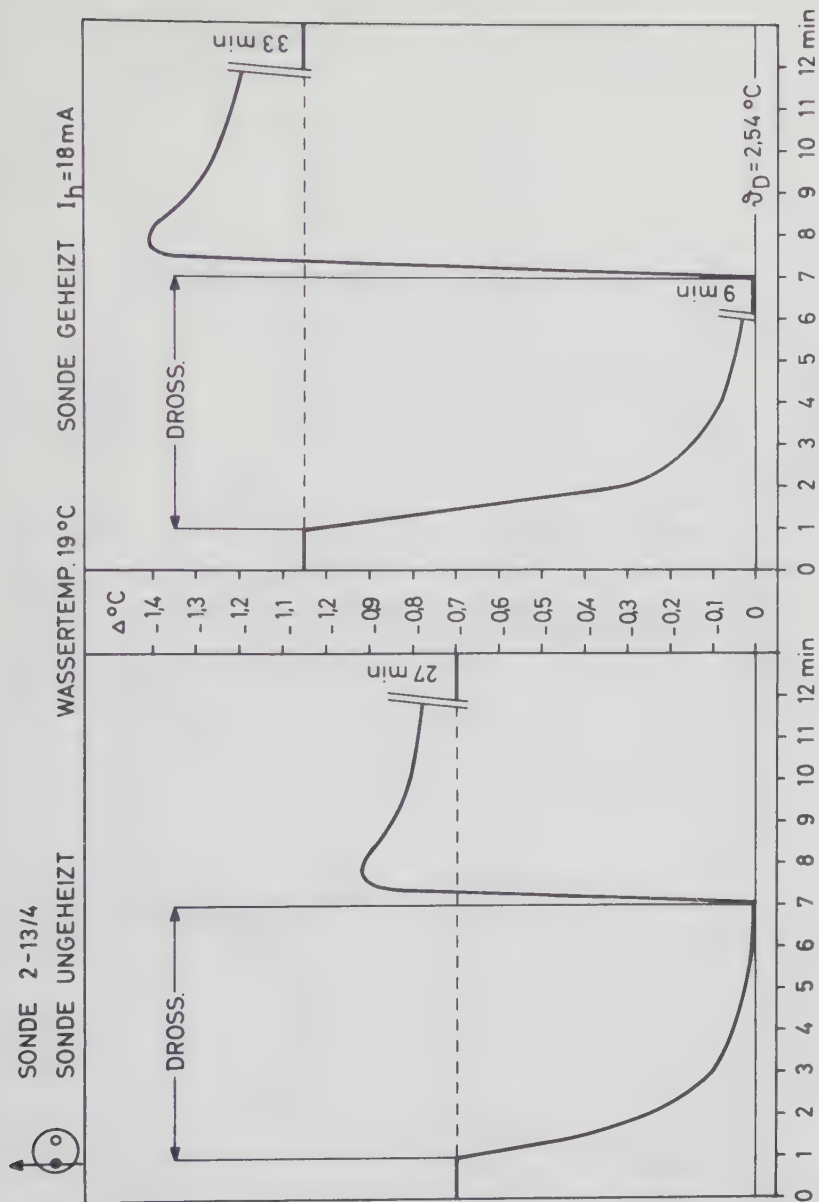


Abb. 11a: Verlauf der Temperaturdifferenz gemessen am Strömungsmodell

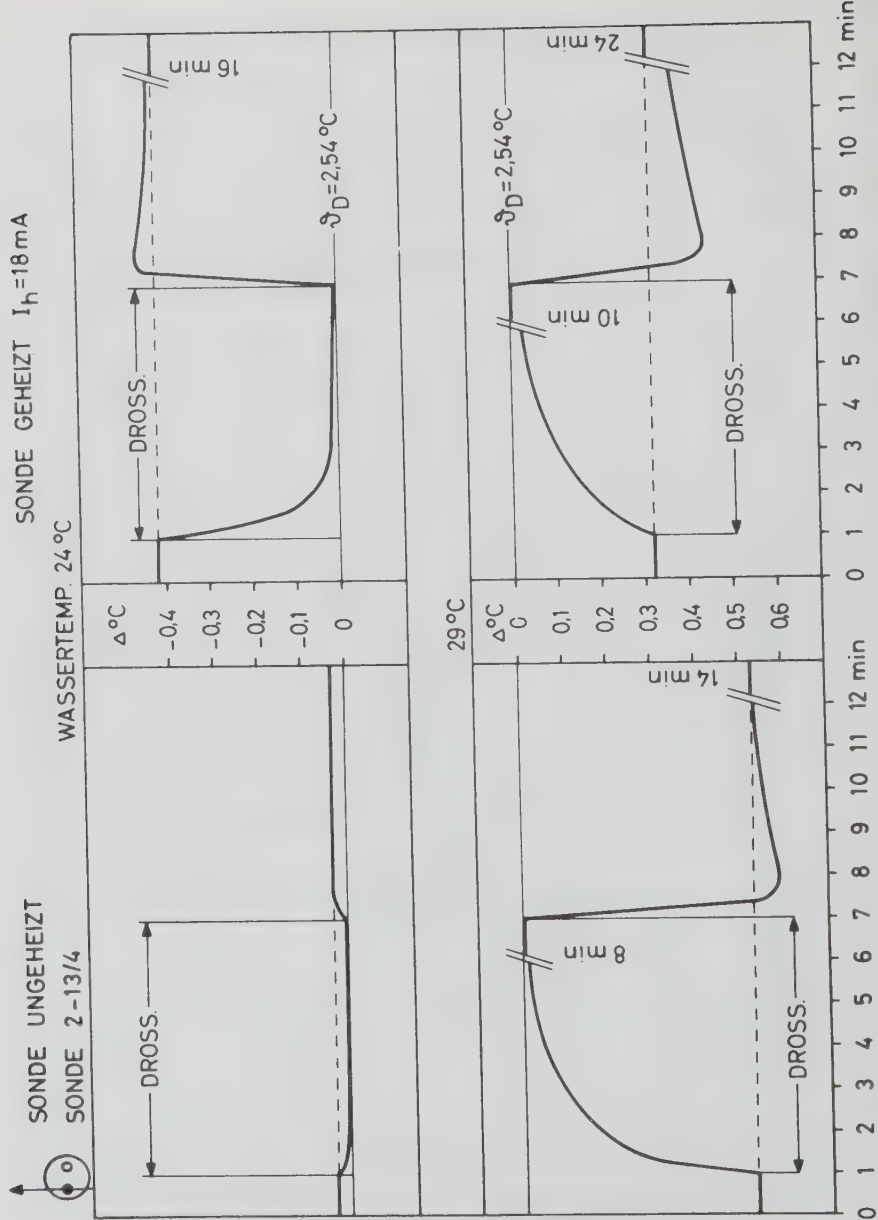


Abb. 11b: Verlauf der Temperaturdifferenz gemessen am Strömungsmodell

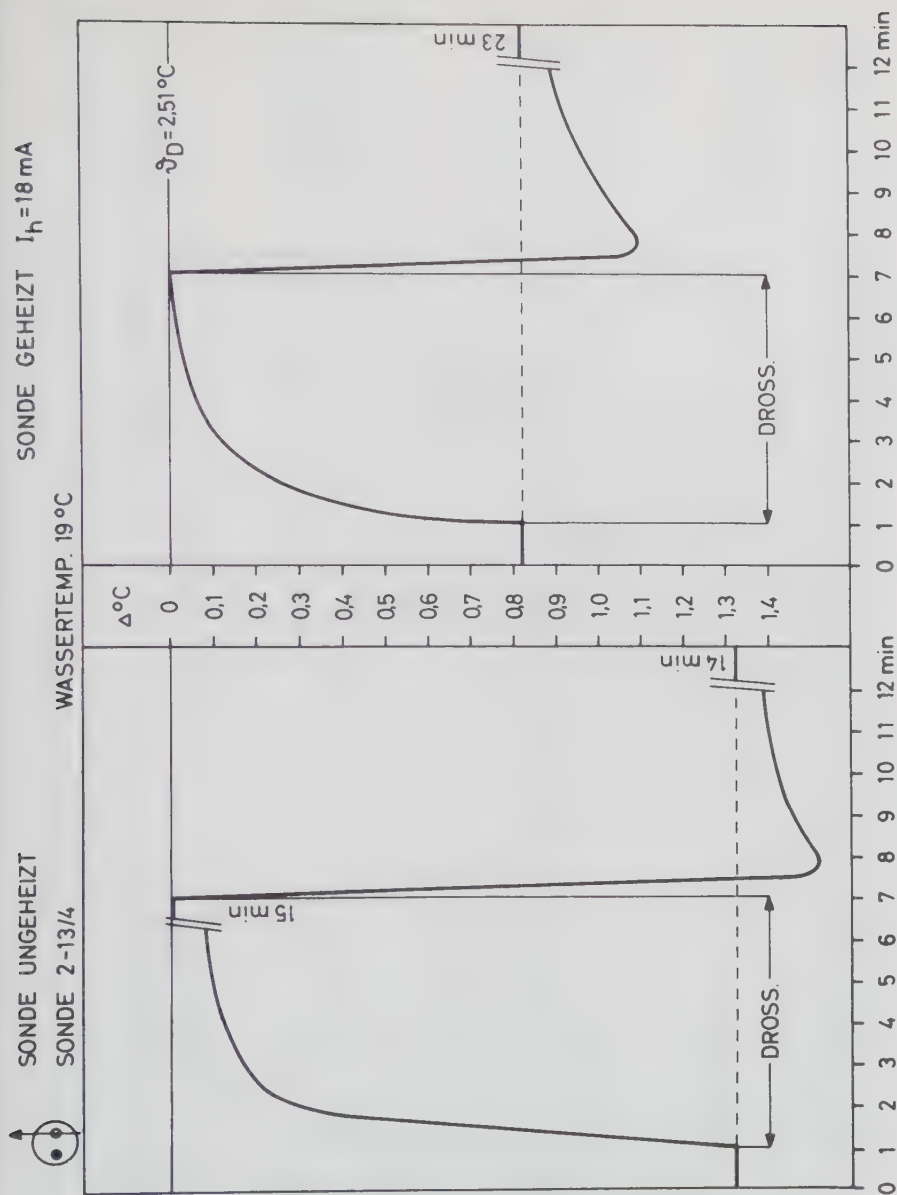


Abb. 12a: Verlauf der Temperaturdifferenz gemessen am Strömungsmodell



SONDE UNGEHEIZT
SONDE 2-13/4

SONDE GEHEIZT $I_h = 18 \text{ mA}$

WASSETEMP. 24°C

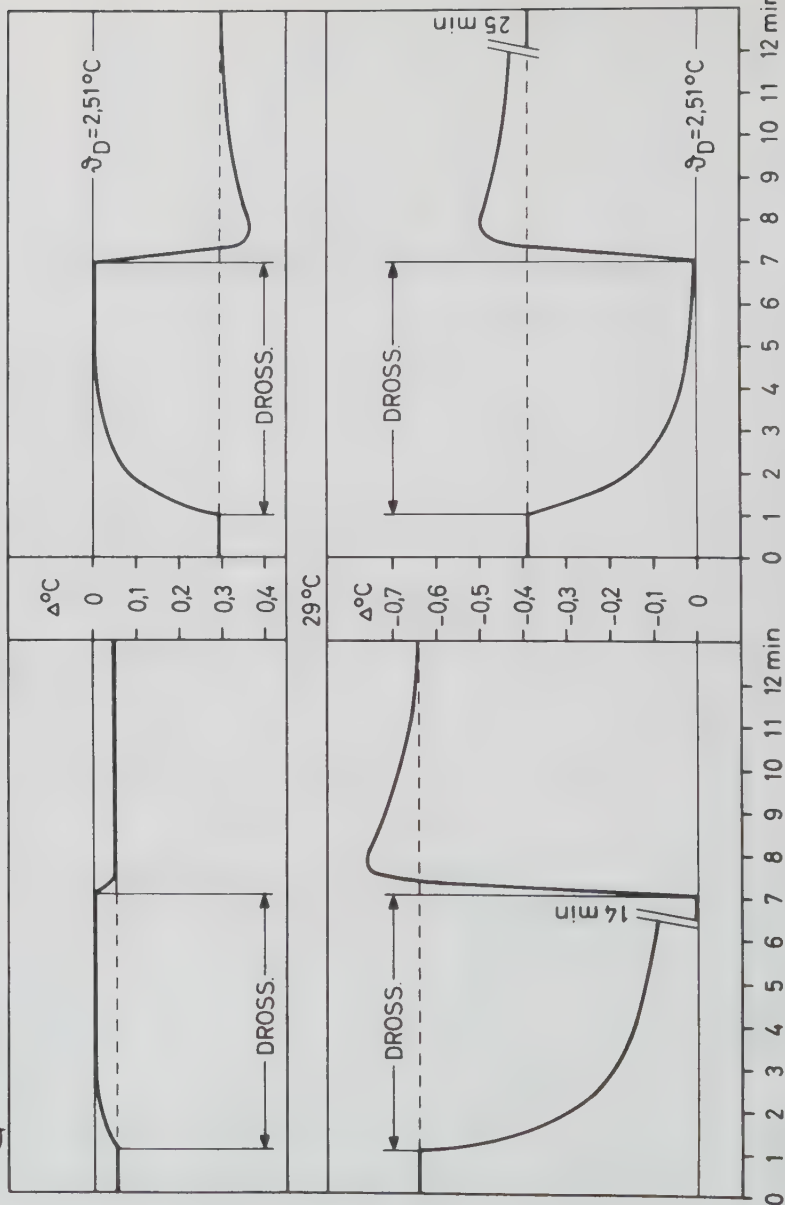


Abb. 1a,b: Verlauf der Temperaturdifferenz gemessen am Strömungsmodell

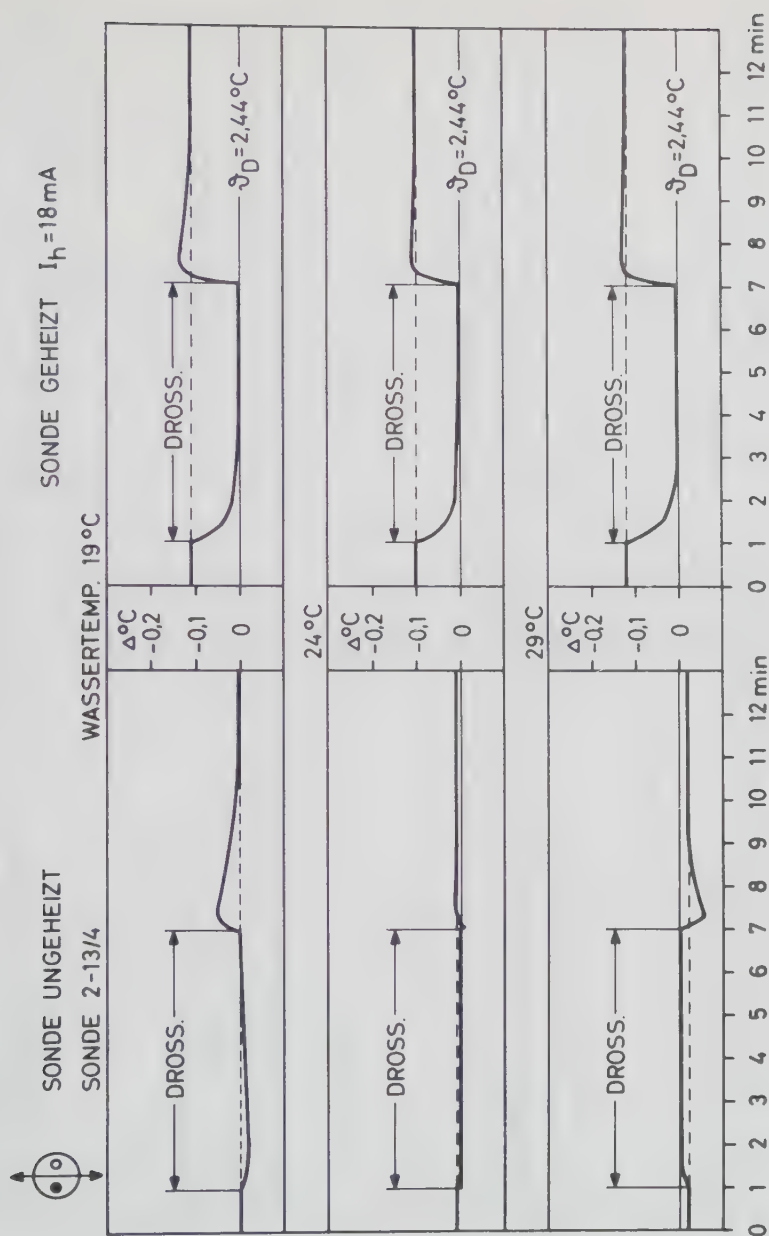


Abb. 13: Verlauf der Temperaturdifferenz gemessen am Strömungsmodell

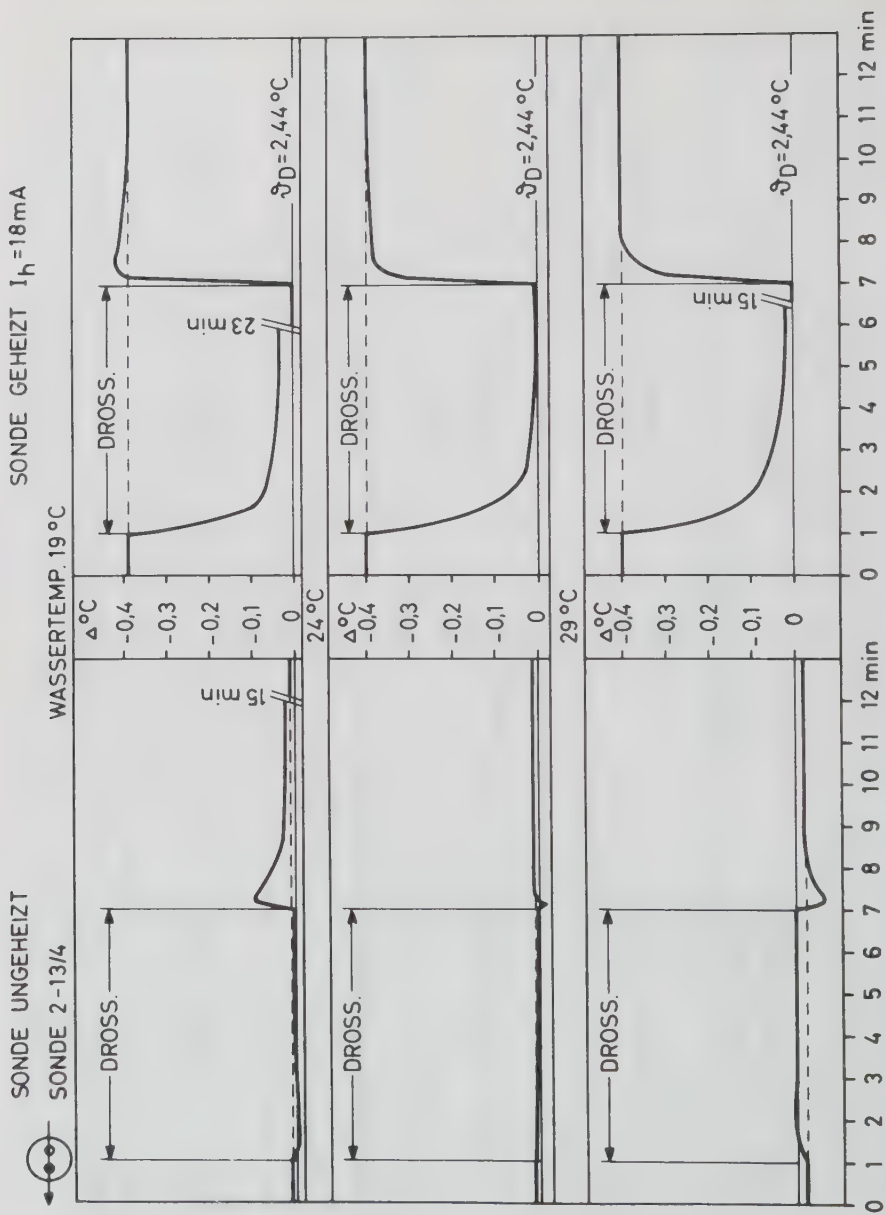


Abb. 14: Verlauf der Temperaturdifferenz gemessen am Strömungsmodell

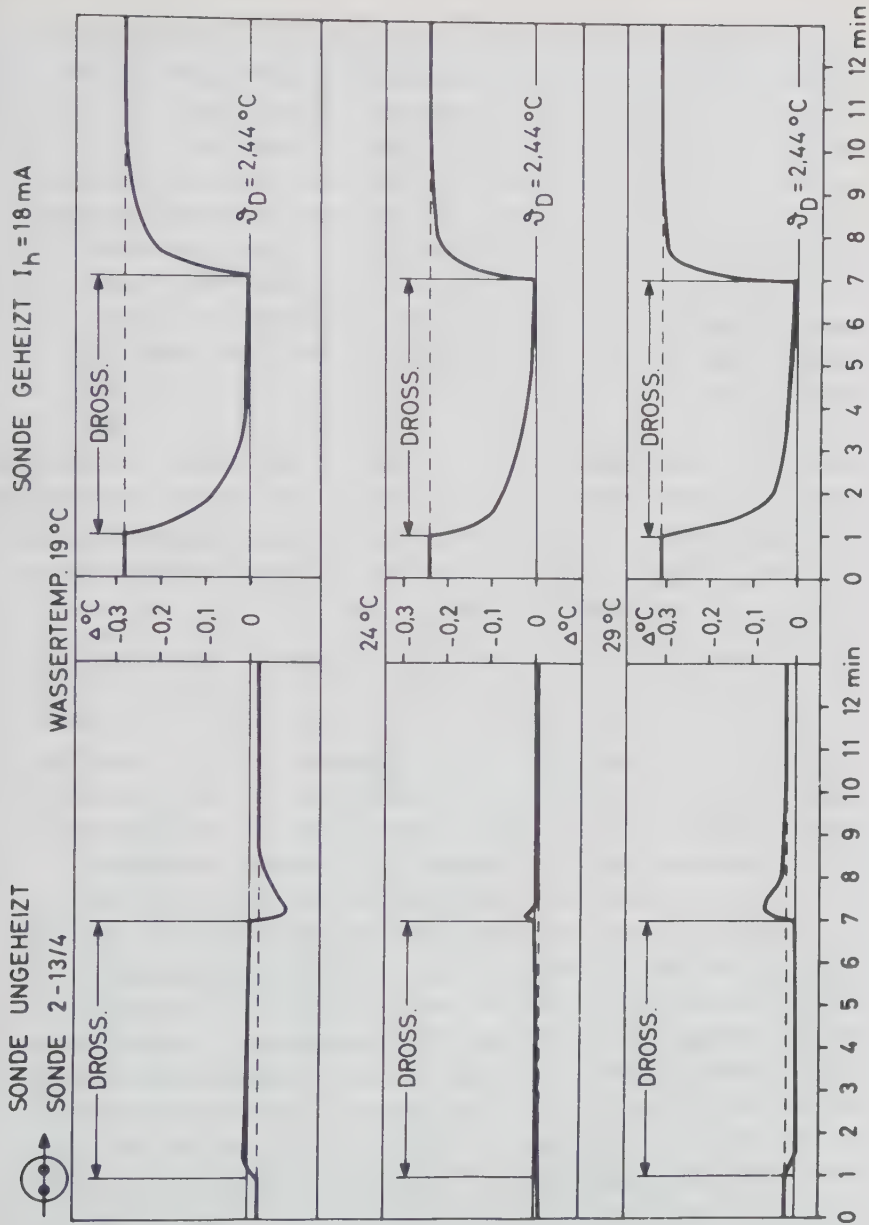


Abb. 15: Verlauf der Temperaturdifferenz gemessen am Strömungsmodell

bedingt sein, was eher zu vermuten ist. Eine Aufzeichnung der Temperaturdifferenz bei ungeheizter Sonde, die in das Wasserbad eines Thermostaten gebracht wurde, zeigt bei Umschaltung auf Diff.2 ebenfalls eine Differenz von $0,03^{\circ}\text{C}$ an, obwohl man keine Abweichung von der Nulllinie erwarten würde und keine so deutlich meßbare Temperaturdifferenz vorliegen kann. Dieser Differenzbetrag entspricht genau dem, der zwischen den Drosselungswerten bei geheizter Sonde besteht. Nach mehrmaligem Umschalten wurde die Differenz immer kleiner, was auf einen Kontaktfehler hindeutet. Bei Abbildung 14 und 15 ist dieser Fehler wiederum nicht zu finden, da vorher der Schalter (8) mehrmals betätigt wurde, was die Vermutung bestätigt, daß die Fehlerursache in den unterschiedlichen Übergangswiderständen der Schaltkontakte zu suchen ist.

Die Abbildungen 11 und 12 zeigen ferner, daß die Unterschiede der Meßwertänderungen bei geheizter Sonde nicht immer größer sind als bei ungeheizter Sonde.

In Abbildung 11, 12, 13 und 14 sieht man nach Beendigung der Durchflußsperrre ein Überschwingen. Da es sich hier um ein passives Strömungsmodell handelt, kann keine reaktive Hyperämie vorliegen. Eine Erklärung hierfür findet man bei genauerer Betrachtung der Auf- und Abheizkurven. Die ungeheizte Platte erreicht ihren Endwert von 100 % beim Aufheizen langsamer als die geheizte Platte, beim Abheizen aber fällt die Kurve der ungeheizten Platte steiler ab. Die geheizte Platte erreicht ihre Ausgangstemperatur erst später. Das Überschwingen könnte also von der Temperatur des Strömungsmodells (Wärmeaustausch mit der Umgebung) und seiner Wärmekapazität je nach Sondenlage mehr oder weniger stark abhängen. Das gilt auch bei ungeheizter Sonde. Eine andere Erklärung wäre die Abhängigkeit des Wärmeaustausches in der Grenzschicht zwischen Pertinaxblock und Wasser von der Strömungsgeschwindigkeit des Wassers. Die Untersuchung dieses Zusammenhanges dürfte sicher zu recht interessanten Ergebnissen führen, da bei einer verschieden schnellen Öffnung der Durchblutungs-drosselung bei jeweils gleicher Drosselungsdauer und gleicher Sondenlage ebenfalls unterschiedliche Hyperämien zu beobachten sind. Als zusätzliche Ursache

kommen die Magnetventile infrage, die nur bei angelegter Spannung öffnen. Der Strom, der dabei durch die Spulen fließt, führt zu einer Erwärmung auf etwa 40°C . Da die Spule auf einem mit Kunststoff überzogenen Kern sitzt, der aus dem eigentlichen Ventilgehäuse herausragt, und das Gehäuse ebenfalls aus Kunststoff besteht, dürfte der Wärmeübergang von der Spule auf das durchströmende Medium gering sein. Ebenso spricht die Dauer des Überschwingens bis zu 30 Minuten gegen den alleinigen Einfluß der Magnetventile. Für die Messung der Hautdurchblutung bedeutet das, daß der nächste verwertbare Meßwert erst 20 - 30 Minuten nach Drosselungsbeginn vorliegt.

Abbildung 14 und 15 sind besonders zu beachten, da hier der Einfluß der Mitheizung deutlich zu sehen ist. Wenn keine Mitheizung vorhanden wäre, müßten die jeweiligen Kurven bei entgegengesetzter Strömungsrichtung gleich verlaufen. Die Werte sind aber in Abbildung 15 etwa 25 % geringer als die entsprechenden Werte in Abbildung 14, wie es nach den Untersuchungen der Mitheizung zu erwarten war.

Die günstigste Lage für das 2-Plattenelement ist diejenige, bei welcher die Verbindungslinie der Plattenmittelpunkte senkrecht zur Strömungsrichtung liegt, wie man aus Abbildung 13 erkennen kann. Diese Lage wird auch immer bei der Messung der Fingerdurchblutung angegeben. Außerdem kann man aus diesen Versuchen entnehmen, daß eine Drosselungsdauer von 3 Minuten (Lit.29) etwas zu knapp bemessen ist.

Die Abbildungen 16 bis 21 zeigen die Ergebnisse der Messungen bei verschiedenen Lagen des 6-16/3-Elementes. Diesem Element wurde der Vorzug gegenüber dem 6-16/2-Element gegeben, da es nach den vorangegangenen Untersuchungen die größere Mitheizung aufweist.

Da das 6-Plattenelement aufgrund seines Aufbaues dreimal die Temperaturdifferenz zwischen einer geheizten und einer ungeheizten Platte mißt, wurden die registrierten $\bar{V}$ -Werte durch drei dividiert. Die Umschaltung nach Diff.2 mußte entfallen, da bei diesem Element eine Alternativheizung

noch nicht eingebaut war. Diese Umschaltung der Heizstelle würde nur einer Drehung um 60 Winkelgraden entsprechen gegenüber 180 Winkelgraden beim 2-Plattenelement. Mit dem hierbei erzielten Vorteil würde man den bereits erwähnten Nachteil der unterschiedlichen Übergangswiderstände in Kauf nehmen müssen.

Auch bei diesem Element treten die Abhängigkeit von der Wassertemperatur und das Überspringen nach der Durchflusssperre auf. Die Lageverschiebung bei Wiederholung gleicher Sondenlage bei verschiedener Temperatur ist hier geringer, da durch Projektion der Platten auf die Oberfläche der Sonde mehr Orientierungspunkte gegeben sind als beim 2-Plattenelement. Ebenso sind in Abbildung 16, 17, 19 und 20 teilweise die Differenzen zwischen den Drosselungswerten und den Durchflußwerten bei ungeheizter Sonde größer als bei geheizter Sonde, wie es auch beim 2-Plattenelement auftritt. Dies ist bei genauer Betrachtung des Temperaturfeldes senkrecht zur durchströmten Bohrung ohne weiteres verständlich.

Wie erwartet, sind die größten Änderungen d.h. der größte störende Einfluß der Strömung (Gefäß), bei den Lagen zu finden, bei denen entweder zwei geheizte oder zwei ungeheizte Platten auf der durchströmten Stelle liegen. Der Abstand zum Drosselungswert ζ_D wird dann am kleinsten.

Demnach würde man den größten Wert für ζ_D in Abbildung 16, 17 und 21 erwarten und nicht in Abbildung 18. Die Ursache für diese Abweichung könnte in der nicht völlig planparallelen Oberfläche des Strömungsmodelles liegen. Da Pertinax Wasser aufnimmt, wirft es sich, wie es auch beim Holz der Fall ist. Die Oberfläche über der Bohrung ist dann leicht gewölbt, was mit bloßem Auge nicht sichtbar wird. Die Sonde liegt nicht mehr ganz auf. Das müßte sich aber auch in den Ergebnissen bei Abbildung 19 und 20 niederschlagen.

Eine weitere Erklärung wäre über die Mitheizung möglich, die in Abbildung 18 am geringsten, und damit die Temperaturdifferenz am größten ist.

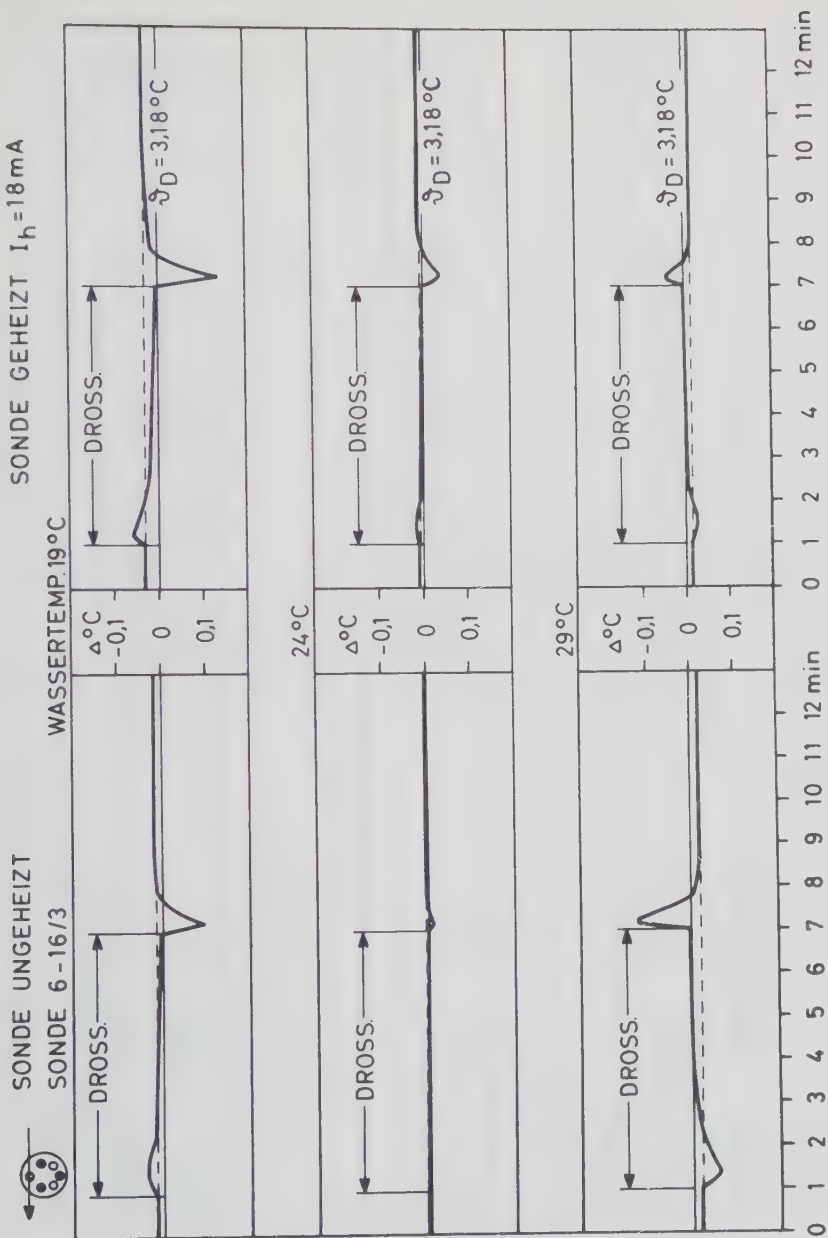


Abb. 16: Verlauf der Temperaturdifferenz gemessen am Strömungsmodell

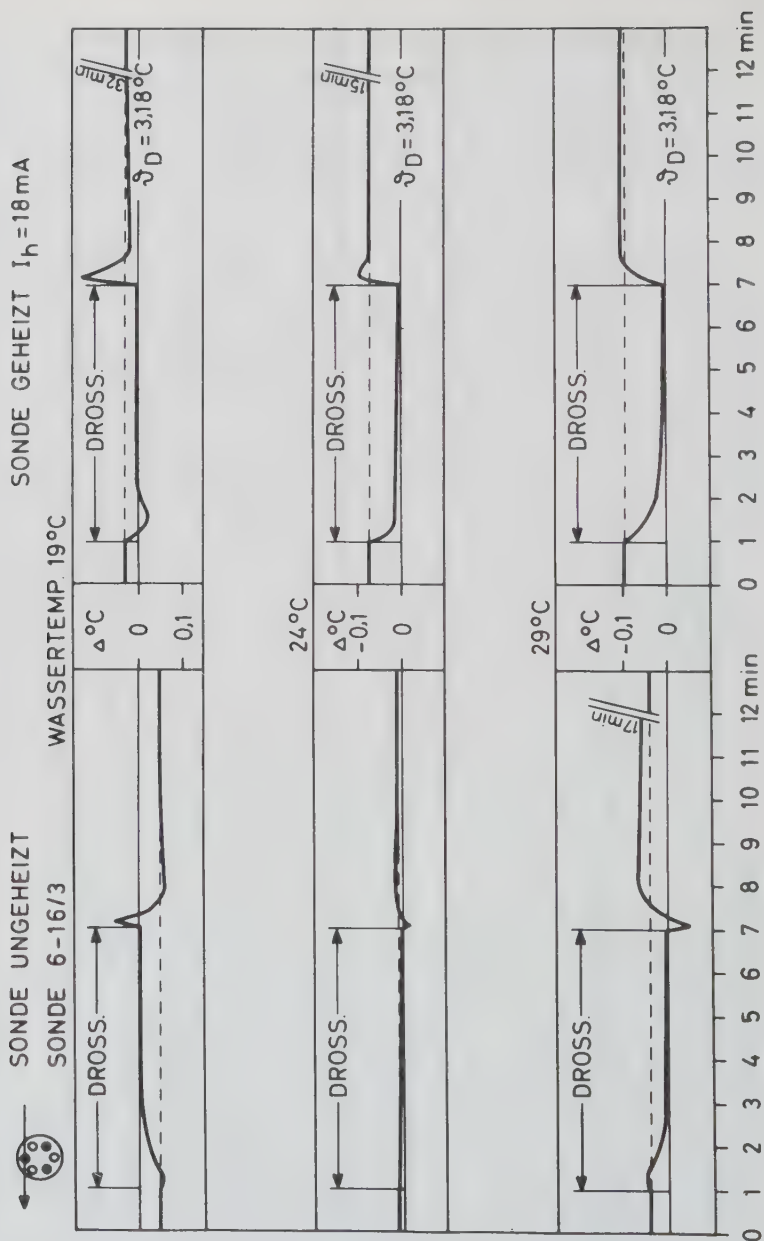


Abb. 17: Verlauf der Temperaturdifferenz gemessen am Strömungsmodell

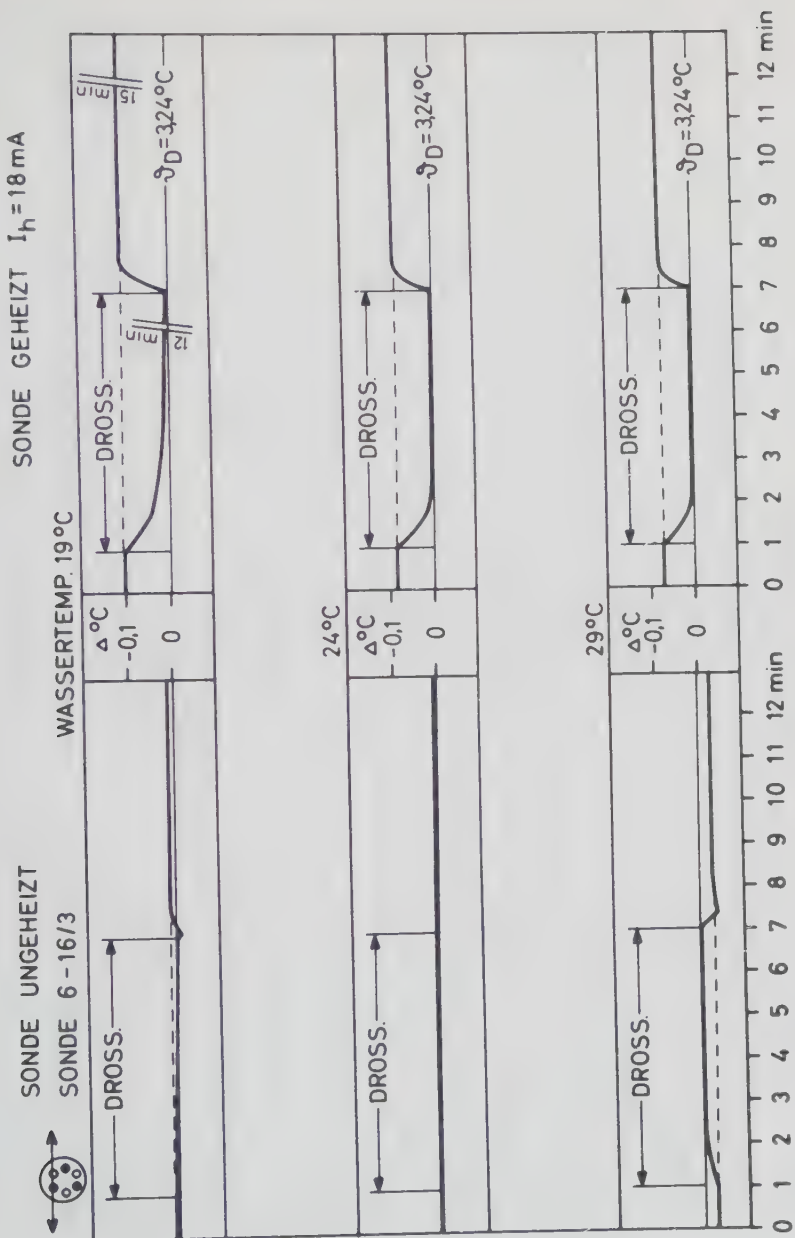


Abb. 18: Verlauf der Temperaturdifferenz gemessen am Strömungsmodell

der Platten beim 6-Plattenelement verringert (siehe Versuche am Strömungsmodell), so daß sich die stärkere Mitheizung bei diesem Elementtyp insgesamt gesehen nicht so stark auswirkt wie beim 2-Plattenelement, für das ebenfalls je nach Typ Werte bis zu 40 % gemessen wurden (Lit. 34).

Eindringtiefe

Die Definition und die Meßmethode für die Eindringtiefe sind abweichend von Lit.22 in Lit.17 und 34 genauestens beschrieben. Abweichend davon war jedoch die Wärmeleitzahl der Plexiglasplatte mit $4,65 \cdot 10^{-4}$ cal/cm sec °C. Gemessen wurde nach der bei der Eichung bereits beschriebenen Methode.

Zwischen die Pertinaxplatten von 50 mm Durchmesser und die Unterlage kamen 10μ l Glycerin als Kontaktmittel. Bei der Messung stellte sich heraus, daß immer der Wärmeleitwert der 2,5 mm starken Pertinaxplatte vom angegebenen Wert abweicht. Deshalb wurde jede Platte zuerst auf eine 8 mm starke gleichartige Pertinaxplatte gelegt, deren Wärmeleitzahl bestimmt und danach auf denselben Wert korrigiert. Diese Korrektur wurde auch bei der Variation der Unterlage berücksichtigt. Die bei verschiedenen Heizstromstärken gemessenen Werte sind in Tabelle 9 zusammengestellt.

Da die Unterschiede der Meßwerte sehr klein sind, sind in Abbildung 9 nur diejenigen Werte aufgezeichnet, bei welchen dieselbe Heizstromstärke wie bei der Durchblutungsmessung verwendet wurden.

Die Eindringtiefe e_5 kann man aus Abbildung 9 bestimmen, indem man diejenige Stelle sucht, bei der der Abstand zwischen den beiden Kurvenkästen 5 % der λ -Änderung der Unterlage beträgt. Bei den gegebenen Versuchsbedingungen sind das genau $5,05 \cdot 10^{-4}$ cal/cm sec °C. Für das 6-16/3-Element ist e_5 etwa 1,7 mm und für das 6-16/2-Element ist e_5 etwa 1,6 mm. Die Eindringtiefe der 6-Plattenelemente liegt demnach etwa im gleichen Bereich wie die der 2-Plattenelemente. Aus Abbildung 9 kann man ferner ablesen, daß die Meßergebnisse von der Dicke der Epidermis, die nach Lit.17 bis zu 1,56 mm stark sein kann, abhängig sind.

Tabelle 9: Bestimmung der Wärmeleitzahl von Pertinax-
platten unterschiedlicher Stärke auf einer
Plexiglas- und einer SF 6 - Unterlage

Stärke der Pertinax- platten	Unter- lage	Wärmeleitzahl in 10^{-4} cal/cm sec °C bei den Elementen				
		6-16/3		6-16/2		
3,0 mm	A	10,3	10,3	10,3	10,3	10,3
	B	10,3	10,3	10,3	10,3	10,3
2,5 mm	A	10,35	10,38	10,3	10,34	10,3
	B	10,2	10,22	10,3	10,21	10,22
2,0 mm	A	10,4	10,38	10,3	10,39	10,42
	B	10,1	10,05	10,09	10,13	10,14
1,5 mm	A	10,6	10,45	10,53	10,52	10,53
	B	10	10,03	9,66	9,96	9,95
1,0 mm	A	10,94	10,9	10,88	10,93	10,82
	B	9,19	9,63	9,56	9,55	9,48
Heizstromstärke		18 mA	15 mA	10 mA	15 mA	10 mA

Wärmeleitzahl von:

Plexiglas $\lambda = 4,65 \cdot 10^{-4}$ cal/cm sec °C

SF 6 $\lambda = 14,75 \cdot 10^{-4}$ cal/cm sec °C

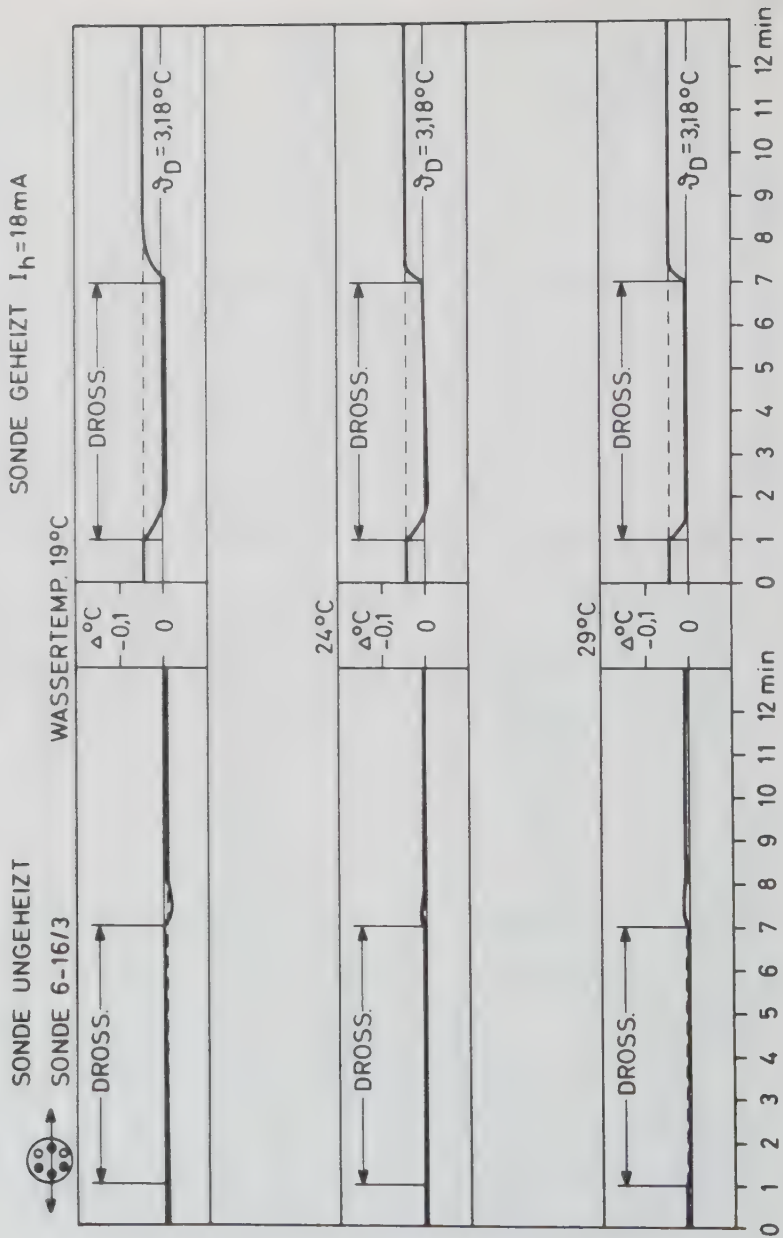


Abb. 21: Verlauf der Temperaturdifferenz gemessen am Strömungsmodell

Auffallend ist beim 6-Plattenelement der wesentlich geringere Störeinfluß der durchströmten Bohrung gegenüber dem 2-Plattenelement, wie es sich in der kleineren Amplitude der Änderung der Differenztemperatur bemerkbar macht. In Abbildung 21 ist die Messung sogar unabhängig von der Wassertemperatur. Der Nullgradient wird maximal $0,24^{\circ}\text{C}$, was von Hermesmeier (Lit.31) teilweise sogar beim 2-Plattenelement als vernachlässigbar angesehen wird. Man könnte die geringe Änderung des Nullgradienten auch als Nachteil betrachten. Dem steht aber entgegen, daß auch bei geheizter Sonde der störende Einfluß gering bleibt. Für diese Untersuchungen wäre ein besonderes Strömungsmodell erforderlich, bei dem man den Einfluß eines "Gefäßes" im homogen durchströmten Gebiet prozentual erfassen kann.

Die Nachuntersuchung der Messungen bei verschiedenen Sondenlagen unter Einhaltung gleicher Umgebungs- und Wassertemperatur (genau 24°C) ergab keine signifikanten Unterschiede gegenüber den hier angegebenen Werten. Die teilweise vorhandenen Abweichungen liegen im Rahmen der Meßgenauigkeit ($0,02^{\circ}\text{C}$ Potentiometereinstellung) und der Reproduzierbarkeit der Sondenlagen. Außerdem wurden Messungen mit Vaseline als Kontaktmittel durchgeführt, um selbst bei einer zuvor erwähnten gewölbten Oberfläche noch einen guten Wärmeübergang zu erzielen. Auch hierbei konnten keine Verbesserungen festgestellt werden.

Die "reaktive Hyperämie" bleibt bei diesen Versuchsbedingungen und bei Verwendung eines Umschalters, der auf konstanter Temperatur (24°C) gehalten wird, statt der sich erwärmenden Magnetventile erhalten. Das Überspringen wird nicht ganz so steil (wegen der langsameren Öffnungszeit) und auch nicht ganz so hoch. Dies bestätigt den Einfluß der Strömungsgeschwindigkeit.

Ein Vergleich der Differenzen zwischen den Drosselungs- und den Strömungswerten in Abhängigkeit von der Differenz zwischen Wasser- und Umgebungstemperatur zeigt, daß die Fehl-anzeige infolge der Strömung (Blutgefäß) beim 6-Plattenelement deutlich geringer (etwa Faktor 2) ist als beim

2-Plattenelement. Ferner stellt sich heraus, daß bei Einhaltung der bei der Durchblutungsmessung für das 6-Plattenelement angegebenen Kriterien der maximale Fehler bei der Bestimmung der $\sqrt{v}$ -Werte nur 4% beträgt, während er beim 2-Plattenelement trotz Ausschluß von Extremlagen etwa 10% sein kann.

Geht man von der Voraussetzung aus, daß die Bluttemperatur bei Durchblutungsmessungen unter normalen Bedingungen höher ist als die Umgebungstemperatur, so wird der Fehler noch geringer, da die größten Abweichungen bei 19 °C Wasser- und 24 °C Umgebungstemperatur (a.h. bei geringerer Bluttemperatur) nach den Untersuchungen am Strömungsmodell festzustellen sind. Zu beachten ist allerdings, daß ein hyperbelförmiger Zusammenhang zwischen der Durchblutungsbestimmung und der gemessenen Temperaturdifferenz besteht, wodurch sich der Einfluß auf die Bestimmung der Wärmeleitzahl zwar auch auswirkt, aber nicht gleich stark.

Für Kontrolle wurden Hautdurchblutungsmessungen am Unterarm durchgeführt, wobei das 6-Plattenelement auf der deutlich sichtbaren Vena mediana auflag, und mit den Ergebnissen am Strömungsmodell bei entsprechender Sondenlage (s.S.56a) verglichen. Dabei zeigten sich gleiche Verlaufsformen bei der Drosselung; außerdem waren die Temperaturdifferenzen zwischen Ruhedurchblutungs- und Drosselungswert überwiegend kleiner, zum Teil auch gleich groß wie am Strömungsmodell. Durch die im folgenden Kapitel 5 angegebenen Kriterien für eine geeignete Sondenlage scheiden jedoch derartige, extreme Lagen aus. Ferner ist zu beachten, daß diese Messungen am Unterarm gegenüber dem Strömungsmodell noch ungünstiger waren, da durch die notwendigen Verschiebungen der Sonde die Platten mehr oder weniger in die Nähe der Vena cephalica oder der Vena basilica kamen, und die Messung dadurch zusätzlich beeinflußt wurde.

Gegenüberstellung der Meßwerte am Strömungsmodell und an der Haut.

Sondenlage nach

Abbildung	Modell	Haut
16	a) 0,00	0,01/0,00/0,04/0,00/0,00/0,02
	b) 0,01	0,02/0,01/0,02/0,01/0,01/0,02
17	a) 0,01	0,01/0,01/0,03/0,01/0,01/0,01
	b) 0,07	0,08/0,06/0,02/0,06/0,05/0,06
18	a) 0,00	0,00/0,01/0,01/0,01/0,00/0,00
	b) 0,09	0,08/0,08/0,04/0,05/0,07/0,08
19	a) 0,03	0,03/0,01/0,04/0,02/0,01/0,01
	b) 0,07	0,07/0,06/0,02/0,07/0,08/0,06
20	a) 0,01	0,01/0,00/0,04/0,01/0,00/0,01
	b) 0,17	0,18/0,15/0,08/0,16/0,15/0,17
21	a) 0,00	0,00/0,00/0,02/0,00/0,00/0,01
	b) 0,04	0,03/0,03/0,04/0,02/0,03/0,03
a) Sonde ungeheizt: Differenz zwischen den $\bar{v}$ -Werten in °C bei Durchströmung und bei Drosselung		
b) Sonde geheizt: Differenz zwischen den $\bar{v}$ -Werten in °C bei Durchströmung und bei Drosselung		

Abschließend zu den Modellversuchen seien hier noch einige $\bar{v}$ -Werte in °C bei der Messung am Daumenballen mit dem 6-16/2-Element mit Alternativheizung (15mA) vor und nach der Drehung um etwa 60° aufgeführt:

Person		Diff1	Diff2	nach der Drehung:	Diff1	Diff2
A	Ruhewert	3,42	3,43		3,45	3,44
	Drosselung	3,07	3,09		3,08	3,08
B	Ruhewert	3,53	3,55		3,58	3,61
	Drosselung	3,13	3,13		3,12	3,15
C	Ruhewert	3,55	3,58		3,53	3,55
	Drosselung	3,15	3,17		3,13	3,16
D	Ruhewert	3,29	3,30		3,31	3,30
	Drosselung	3,09	3,09		3,07	3,08
E	Ruhewert	3,63	3,66		3,61	3,59
	Drosselung	3,26	3,24		3,25	3,25

Messung der Hautdurchblutung am Menschen

Die meisten Meßmethoden sind schon seit der ersten Hälfte des vergangenen Jahrhunderts bekannt (Lit.6,10,34,42,48,51). Die weitere Bearbeitung führte nur zu einer höheren technischen Perfektion. Grundsätzlich liegt die Schwierigkeit der Messung der Hautdurchblutung in den zahlreichen Parametern, so daß exakte quantitative Angaben nur sehr schwer zu gewinnen sind. Die blutigen Meßmethoden, die hauptsächlich im Tierexperiment angewandt werden, liefern zwar die exaktesten Werte, ihr Aussagewert muß jedoch aufgrund der Versuchsbedingungen wie Präparation, Narkose usw., eingeschränkt werden (Lit.4,34). Außerdem gelingt es auch hier nicht, den Anteil der Durchblutung aller Kapillaren und arteriovenösen Anastomosen getrennt zu erfassen. Hinzu kommt, daß die menschliche Haut eine Sonderstellung einnimmt, so daß die im Tierexperiment gewonnenen Ergebnisse nicht ohne weiteres auf den Menschen übertragen werden dürfen (Lit.7). Man ist also auf indirekte Meßmethoden angewiesen, die alle mit mehr oder weniger großen Fehlerquellen belastet sind. Die Probleme liegen in der fortlaufenden Registrierung, der definierten Ankoppelung, Proportionalität der Meßgröße mit der Durchblutung, Ausschaltung von Störgrößen.

Geht man davon aus, daß die Haut über einen gleichmäßigen Umsatz verfügt, so wäre eine gleichmäßige Hautdurchblutung zu erwarten. Die regionale Differenzierung ist aber so stark, daß man kaum von "der Haut" allgemein sprechen kann, wie man aus den quantitativen Unterschieden des Blutzeitvolumens sehr deutlich sehen kann (Lit.5,6,23,35,38). Hieraus kann man aber andererseits auch schließen, daß der Stoffwechsel für das Blutzeitvolumen der Haut nicht von entscheidender Bedeutung ist. Ferner kann die Haut langfristige Minderdurchblutungen vertragen. Bei intensiven Kaltreizen kann die Durchblutung an den Akren praktisch sistieren, oder bei schweren Durchblutungsstörungen kann die Haut völlig intakt sein, während sich bei der Muskulatur bereits histologisch Schädigungen nachweisen lassen. Vielleicht läßt sich das durch

eine Sauerstoffentnahme aus der Luft erklären, die selbst bei einem Sauerstoffpartialdruck von 3 mm Hg erfolgt. Eine Sauerstoffabgabe wurde dagegen nie beobachtet (Lit.34).

Von den mannigfaltigen Funktionen der Haut kommt vor allem der Wärmeaustausch mit der Umgebung in Betracht (Lit.27,28), der eine solche Variationsbreite der Durchblutung bewirken kann. Auf die unterschiedlichen Auffassungen, wie dies geschieht, wird hier nicht eingegangen (siehe Lit.4,5,6,9,10, 23,28,33,34,35,38).

Die Hautdurchblutung unterliegt also einer nervalen, humoralen, lokalen und reflektorischen Steuerung, wobei an verschiedenen Stellen die einzelnen Komponenten unterschiedlich stark ausgeprägt sind (Lit.6,15,23,27,32,35,36).

Es zeigte sich jedoch nach den Untersuchungen von Melchior, daß die Stirnhautdurchblutung am deutlichsten dem Belastungsgrad proportional ist (Lit.46) und nach Damm (Lit.12) der Tagesgang der Stirnhautdurchblutung gleichsinnig mit der Rectaltemperatur verläuft, d.h. nur geringen Schwankungen unterliegt. Außerdem schreibt Melchior, daß die Stirnhautdurchblutung während der Narkose sehr stark blutdruckabhängig verändert wird. Diese Untersuchungen wurden im Jahre 1965 von Bartsch, Hettler und Melchior durchgeführt, aber nicht veröffentlicht. Es war leider auch nicht mehr möglich, diese Unterlagen einzusehen.

Auch Aschoff schreibt: "Die mit der arteriellen Extremitätenkompression verbundenen Vorgänge zeigen weiter, daß die Haut ganz allgemein stark zu blutdruckregulatorischen Maßnahmen herangezogen werden kann" (Lit.2). Ebenso weist Coffman (Lit.11) darauf hin, daß die Stirnhautdurchblutung für physiologische und pharmakologische Untersuchungen geeignet zu sein scheint. Froese (Lit.16) hat festgestellt, daß die Temperatur am Kopf konstant bleibt, obwohl die Umgebungstemperatur fällt, was darauf schließen läßt, daß thermoregulatorische Einflüsse sich an der Stirn nicht so stark bemerkbar machen. Es tritt nach Hensel (Lit.27) auf alle Fälle eine Konkurrenz-situation zur Thermoregulation ein.

Fox (Lit.15) hat bei seinen Untersuchungen auch die Stirnhautdurchblutung in seine Messungen miteinbezogen. Hertzmann und Roth fanden, daß vasokonstriktorische Reflexe durch Luftreiz, Schreck und Hyperventilation an der Stirnhaut fehlen (angegeben in Lit.35). Lärm und Eiswasser steigern den systolischen Blutdruck, vasokonstriktorische Reflexe an der Stirn treten dabei nicht auf (Lit.32).

Wahrscheinlich heben sich beide Wirkungen gerade auf. Eigene Eiswasserversuche haben nach einer initialen leichten Abnahme eine Durchblutungszunahme infolge des Schmerzes gezeigt.

Aus all diesen Gründen lag es deshalb nahe, die Messung der Stirnhautdurchblutung mit Hilfe der Fluvographie auf die Brauchbarkeit zur Patientenüberwachung zu prüfen, genauer gesagt, eine Korrelation zwischen Blutdruck und Durchblutung aufzuzeigen. Damit hätte man eine kontinuierliche, unblutige und in der Anwendung einfache Methode der Blutdrucküberwachung, die auch für den Patienten keinerlei Belastung darstellt.

Für diese Untersuchungen bietet sich die Messung während der Narkose an, da dabei der Blutdruck alle 10 Minuten gemessen wird, gleichzeitig erschwerte Bedingungen für die routinemäßige Anwendung dieses Verfahrens gegeben sind, und über erfolversprechende Untersuchungen bereits berichtet wurde.

Kipptischversuche mit gesunden Versuchspersonen

Um die Eignung des Verfahrens ohne einen eventuellen störenden Einfluß der Narkotika zu prüfen, wurden zunächst Kipptischversuche mit gesunden Versuchspersonen durchgeführt. Dabei stellte sich sogleich heraus, daß das Auffinden einer geeigneten Sondenlage beim 2-Plattenelement sehr zeitaufwendig und problematisch war.

In der Literatur wird immer wieder auf die zeitraubende Suche hingewiesen, was schließlich zu der Aussage führte: "In der klinischen Praxis sind die Wärmeleitelemente kaum verwendbar" (Lit.49). Auch Jüngst schreibt, daß die Fluvo-

graphie für die klinische Praxis zu aufwendig und zeitraubend sei, obwohl sie die derzeit optimale Methode darstellt (Lit.39). Deshalb wurde, wie eingangs schon erwähnt, ein 6-Plattenelement verwendet, das die Vorteile der symmetrischen 2-Plattenelemente und der Ringelemente in sich vereint, deren Nachteile aber weitgehend ausschließt.

An etwa 50 Personen unterschiedlicher Kopfform und -größe wurde mit Hilfe von durchsichtigen Plexiglasscheiben verschiedenen Durchmessers der maximale Durchmesser des Hautmeßkopfes zu 22 mm bestimmt. Die durch den Fluvographen erzeugte Heizstromstärke von maximal 20 mA reichte jedoch nicht aus, um diese Sonde auf eine Übertemperatur von 3°C aufzuheizen. Das nächste Element mit 18 mm Außendurchmesser brachte sehr gute Ergebnisse. Da aber zusätzlich die Registrierung der Fingerdurchblutung gewünscht war, wurde das Element auf 16 mm verkleinert. Ein kleinerer Durchmesser war wegen der vergrößerten Mittheizung nicht mehr zulässig (siehe Abschnitt: Mittheizung).

Mit diesem 6-16/3-Element wurden alle nachfolgend aufgeführten Meßwerte bei einer Heizstromstärke von 18 mA gewonnen. Somit konnte die mit den bekannten Sondenkonstanten für diese Heizstromstärke berechnete Tabelle zur Bestimmung der λ -Werte aus den gemessenen Temperaturdifferenzen für alle Versuche verwendet werden. Der Temperaturbereich, der in $0,01^{\circ}\text{C}$ große Stufen eingeteilt war, erstreckte sich von 2,5 bis $3,6^{\circ}\text{C}$; das entspricht einer λ -Änderung von etwa $8 - 17 \cdot 10^{-4} \text{ cal/cm sec } ^{\circ}\text{C}$.

Wenn im folgenden der Einfachheit halber von Durchblutungsmessung gesprochen wird, so muß man immer bedenken, daß es sich um die Messung einer Temperaturdifferenz handelt.

Die Versuchspersonen im Alter von 24 bis 31 Jahren lagen bei einer Raumtemperatur von etwa 22°C bekleidet in bequemer Rückenlage auf dem Kipptisch. Nur der linke Arm war frei zur auskultatorischen Messung des Blutdruckes nach Riva Rocci. Die Sonde zur Messung der Stirnhautdurchblutung wurde meistens etwa 1 cm oberhalb der rechten Augenbraue auf ein Gebiet

ohne sichtbare Blutgefäße gelegt, die nach dem Abreiben der Haut mit einem Alkoholtupfer deutlich hervortraten. Gleichzeitig wurde damit die Haut fettfrei, was die Haftung der Klebestreifen begünstigte. Auf ein Kontaktmittel wurde verzichtet, da sich das nach den Untersuchungen von Hermesmeier (Lit.31) erübrigt. Zur Zugentlastung wurde das Sondenkabel in eine Schleife gelegt und mit einem Klebestreifen auf der Haut befestigt. Zur Befestigung der Sonde diente eine Spezialhalterung, die ähnlich wie die von Melchior angegebene Halterung (Lit.46) gebaut war.

Fast alle auf diese Weise gewonnenen Ergebnisse mußten verworfen werden. Bei zu fester Fixierung des Befestigungsgurtes kam es zu Stauungen, bei zu lockerer Fixierung verschob sich die Sonde, vor allem während bzw. nach dem Aufpumpen des pneumatischen Kissens. Alle Versuchspersonen bezeichneten diese Stirnbandhalterung als unangenehm. Ein weiterer Nachteil ist, daß der tatsächliche Auflagedruck der Sonde nicht bekannt ist. Die Befestigung des Meßkopfes mit Heftpflaster in eine Art Druckverband wurde manchmal gegen Ende des Versuches d.h. nach etwa 2 h immer lockerer und führte teilweise zu einem unangenehmen Spannungsgefühl.

Nicht ganz befriedigend war auch die Befestigung der Sonde mit dem Druckverband, da die Stirnhaut je nach Versuchsperson, mehr oder weniger stark zusammengezogen wurde und der Auflagedruck der Sonde dadurch unterschiedlich war. Deshalb wurde die Methode von Hildebrandt und Melchior, die die Sonde direkt auf die Haut aufgeklebt haben, mit anderen handelsüblichen Klebern wiederholt, und zwar wurden 3 mm starke Plexiglasscheiben von 16 mm Außendurchmesser auf den Handrücken aufgeklebt. Die Verweildauer betrug 2 Std.

Das Ergebnis war bei

Pattex: eine leichte Hautrötung, gute Haftung, längere Trockenzeit, ließ sich aber schlecht ablösen.

Uhu-Alleskleber: ebenfalls eine leichte Hautrötung, löst sich nach der Trocknung leicht ab, also schlechte Haftung. Trockenzeit 20 min.

Uhu-plast: wie Pattex, jedoch sehr starke Hautrötung.

Uhu-hart: keine Hautrötung, gute Haftung, schnelle Trockenzeit, 5 min.

Pritt-Klebestift: keine Hautrötung, kaum Haftung, Trockenzeit 15 min.

Mastisol: keine Hautrötung, gute Haftung, lange Trockenzeit, 25 min.

Curil: keine Hautrötung, bleibt plastisch, schlecht ablösbar.

Kollodium: keine Hautrötung, gute Haftung; nur dann, wenn es sehr dick aufgetragen wird, schlecht ablösbar.

Hylomar: keine Hautrötung, gute Haftung, lange Trockenzeit, 30 min., sehr schlecht ablösbar.

Uhu-hart schneidet bei diesen Vergleichen am besten ab, greift aber, wie alle kohlenwasserstoffhaltigen Kleber, Plexiglas und damit auch das Sondengehäuse an. Beim direkten Aufkleben muß man also die Sondenbeschädigung und viele andere Nachteile in Kauf nehmen. Es lag deshalb nahe, den Klebstoff auf einen Ring aufzutragen, der die Sonde umschließt, wie es schon von Pirlet mit Kork durchgeführt wurde (Lit.47). Trotzdem kam der Klebstoff gelegentlich mit der Sonde in Berührung.

Kaiser (Lit.40) verwendete für das 2-Plattenelement einen Plexiglasring, der der Sonde entsprechend ausgefräst ist und diese umschließt. Auf diesen Plexiglasring drückte er einen beidseitig klebenden EKG-Klebering auf, dessen Innendurchmesser genau dem der Sonde entspricht. Auf diese Weise wurde der Hautmeßkopf auf die Haut aufgeklebt.

Dies war zwar ein wesentlicher Fortschritt gegenüber den bisherigen Methoden, der Hautkontakt war aber trotzdem nicht in allen Fällen ausreichend. Der Auflagedruck, der sich aus dem Eigengewicht der Sonde von 2 - 3 p und dem des Ringes mit 1,5 p ergibt, war zu gering. Es lag deshalb nahe, eine Feder einzubauen, was zu einer Kapsel führte. Diese setzt sich aus vier Teilen, dem Gehäuse, der Spiralfeder, dem Stempel und dem Federring zusammen. Das Plexiglasgehäuse besteht aus einem Zylinder, dessen Innendurchmesser um 0,1 mm größer als der SONDENDURCHMESSER und

Plattendurchmesser des Stempels ist. Die Grundfläche ist zur Aufnahme des Hautmeßkopfes offen, die Deckfläche ist durchbohrt, damit sich der Stempel frei bewegen läßt. Zwischen Gehäuse und Stempel spannt sich die Spiralfeder. Der außen auf dem Stempelhals aufgesetzte Federring verhindert das Herausgleiten des Stempels und der gespannten Feder aus dem Gehäuse.

Die Feder ist so dimensioniert, daß die Federkraft auf 2 mm Federweg 40 p beträgt. Für einen Hautmeßkopf von 16 mm Außendurchmesser ergibt das einen Druck von etwa $20 \text{ p} / \text{cm}^2$; das entspricht 14,7 mm Hg. Berücksichtigt man noch die Dicke des Kleberinges und die Elastizität der Haut, was zu einem leichten Anheben der Kapsel führt, so dürfte der tatsächlich auf die Meßstelle ausgeübte Druck durch die Sonde bei etwa 10 mm Hg liegen. Dieser Auflagedruck ist nach Hensel und Golenhofen ohne weiteres zulässig (Lit.6,17,31).

Die Sonde wird nun wie folgt befestigt:

Zunächst auf einer Seite des EKG-Ringes die Folie abziehen und den Ring auf die Kapsel aufkleben. Zur einfacheren Handhabung wurde der EKG-Ring um 1 mm größer als der Innendurchmesser der Kapsel ausgestanzt, damit der EKG-Ring auch bei einer geringen Verschiebung nicht übersteht. Der Hautmeßkopf würde sonst nicht mehr unmittelbar auf der Haut aufliegen.

Anschließend die Kabeldurchführung ein-, besser aber ausschneiden und den Hautmeßkopf mit den Goldplatten nach oben einlegen. Danach die zweite Folie des EKG-Ringes abziehen und die Kapsel mit eingelegtem Meßkopf auf die zuvor mit Alkohol gereinigte Hautstelle aufsetzen. Die Sonde bleibt normalerweise auch in der Kapsel, wenn diese umgedreht und auf die Haut aufgesetzt wird. Notfalls kann man sie mit dem freibleibenden Zeigefinger festhalten. Durch die Reinigung der zu messenden Stelle wird das freie Hautfett abgetragen, so daß der EKG-Ring auch nach mehreren Stunden noch gut haftet. Außerdem treten die oberflächlich liegenden Gefäße deutlicher sichtbar hervor, wie bereits beschrieben.

Um eine eventuelle Verkantung des Hautmeßkopfes in der aufgesetzten Kapsel zu vermeiden, drückt man den Stempel an und kontrolliert durch leichten Zug an der äußeren Kapsel, ob sich die Sonde ihr gegenüber frei bewegt.

Es empfiehlt sich, immer eine zweite Kapsel mit einem eingeschnittenen EKG-Ring vorzubereiten, für den Fall, daß eine andere Sondenlage erforderlich sein sollte. Die wiederholte Verwendung eines bereits auf die Haut aufgesetzten Kleberinges ist nicht ratsam.

Diese Methode hat sich bisher bestens bewährt und läßt sich in einigen Fällen sogar an der Daumenkuppe anwenden. Damit ist ein einwandfreier Hautkontakt in allen Lagen und nahezu gleicher Auflagedruck an allen Meßstellen und bei allen Versuchen gewährleistet. Die unerwünschte Beeinflussung der Durchblutung an der Meßstelle durch die thermische Abschirmung einer größeren Fläche und die Verspannung der Haut infolge der Befestigung mit Heftpflaster wird ebenfalls weitgehend vermieden. Eine weitere Verbesserung wurde mit einer Haube erzielt, die auf die Kapsel aufgesteckt wird und den Stempel bzw. die Sonde vor äußerem Druck durch aufliegende Kleidungsstücke schützt.

Die Drosselung wurde durch Druck mit dem Daumen auf die Sonde bewirkt. Die Drosselungsdauer betrug 5 Minuten (Lit.17,25,29,33,46).

Die Sondenlage wurde nach den von Golenhofen und Hensel genannten Kriterien geprüft und notfalls korrigiert (Lit.17). Dabei zeigt sich, daß bei einem angezeigten Nullgradienten von kleiner als $0,04^{\circ}\text{C}$ keine Korrektur erforderlich ist. Das heißt, daß 5-10 Minuten nach dem Anlegen der Sonde eine maximale Abweichung der Anzeige um etwa 2 cm auf dem Registrierpapier bei einer Messung ohne Heizung im Bereich 0,5 beim 6-Plattenelement toleriert werden darf. Beim 2-Plattenelement wurden sogar Nullgradienten bis zu $0,2^{\circ}\text{C}$ vernachlässigt (Lit.31). Am Gerät selbst wurden Abweichungen bis zu 1 cm von der Nulllinie bei kurzgeschlossenem Meßeingang (d.h. Verst. 0) während eines Tages beobachtet. Es darf deshalb wohl mit Recht die maximale Abweichung von 2 cm als

Kriterium für die geeignete Sondenlage genommen werden, wie es dann bei den späteren Messungen geschah.

Für die Messung der Durchblutung wurde die Heizstromstärke auf 18 mA eingestellt, worauf sich eine Temperaturdifferenz von etwa 3°C zwischen der beheizten Platte und der unbeheizten Platte einstellte. Bei einer höheren Heizstromstärke besteht die Gefahr, daß durch die zu starke Erwärmung der lokale Durchblutungseffekt alle anderen Durchblutungsänderungen überdeckt.

An dieser Stelle sei nochmals darauf hingewiesen, daß die tatsächliche Übertemperatur höher liegt, die Differenztemperatur aber kleiner ist infolge der Mitheizung. Dabei bezieht sich die Übertemperatur auf die Temperatur der elektrisch geheizten Platte über die der Hauttemperatur an einer nicht künstlich erwärmten Stelle in unmittelbarer Nähe. Teilweise wird in der Literatur der Begriff Übertemperatur auch für die höhere Temperatur der geheizten Platte gegenüber der ungeheizten Platte verwendet.

Der Schreibzeiger wird mit Hilfe des Kompensationspotentiometers auf Skalenmitte gestellt, da nicht nur Durchblutungsabnahmen zu erwarten sind. Um die Kurve für Ruhedurchblutung und Drosselung auf dem Registrierpapier ohne zusätzliche Kompensation aufzeichnen zu können, wurde im allgemeinen bei Messung mit geheizter Sonde der Bereich 1 am Meßspannungswähler eingestellt. Trotzdem ließ es sich nicht immer vermeiden, daß die Kurve selbst ohne Drosselung aus dem Schreibbereich hinauslief, da andererseits eine ausreichende Empfindlichkeit für die Registrierung der Durchblutungsänderung erforderlich war.

Die Geschwindigkeit des Papiervorschubes mit 1 cm/min war für alle Messungen ausreichend.

Nach der viertelstündigen Registrierung der Ruhedurchblutung in horizontaler Lage, geeignete Sondenlage vorausgesetzt, wurde 5 min die Hautdurchblutung gedrosselt. Die in der Literatur (Lit. 17, 29, 33, 46) angegebene Zeit von 3 min reicht nicht immer aus, um den Drosselungswert von λ eindeutig zu bestimmen. Hermesmeier hat sogar bis zu 10 min gedrosselt (Lit. 31).

Durchschnittlich vergingen 15-20 Minuten bis der gemessene Ausgangswert der Ruhedurchblutung wieder erreicht wurde. Danach wurde der Kipptisch um achtzig Winkelgrade gekippt, so daß die Versuchsperson in leichter Schräglage stand. Hildebrandt hat bei seinen Untersuchungen von 20° Kopftief-lage (-20°) nach $+60^{\circ}$ Aufrichtung gekippt (Lit.33). Diese Methode konnte nicht verwendet werden, da die Stirndurchblutung bei dieser Kopftief-lage nahezu um den selben Betrag anstieg, wie sie von der Nullage nach $+60^{\circ}$ abfiel. Außerdem hatten die Versuchspersonen dabei ein unangenehm pochendes Gefühl in den Schläfen und manchmal sogar Angst abzurutschen. Dafür mußte andererseits die Kompression der Muskelstrombahn durch die Muskelanspannung beim Stehen in Kauf genommen werden. Die Regulation gegen die orthostatische Belastung konnte durch eine teilweise sehr ausgeprägte Einsattelung der Kurve während des Durchblutungsabfalles beobachtet werden. Die kleinste in der Meßkurve deutlich sichtbare Lageänderung betrug 15° . Dabei war die Gesamtänderung bei 60° genau so groß wie die Summe der Einzeländerungen bei 4 mal 15° . Die Geschwindigkeit des Kippvorganges machte sich in der Krümmung der Kurve und zum geringen Teil auch im Betrag der Änderung bemerkbar. Der nächste Kippvorgang wurde jeweils nur dann eingeleitet, wenn sich ein bestimmtes Niveau deutlich abgezeichnet hatte bzw. der Ausgangswert der Ruhedurchblutung wieder erreicht war.

Der Blutdruck wurde 5-10 min vor und unmittelbar (ca. 1 min) nach dem Kippen in die vertikale Lage bestimmt. Zur Kontrolle wurde der Kippvorgang nach dem Erreichen einer stabilen Durchblutung (die Ruhedurchblutung) wiederholt, jedoch ohne den Blutdruck zu messen. Dabei wurde festgestellt, daß bei Versuchspersonen, die nicht Medizin-Studenten waren, die Blutdruckmessung selbst eine Durchblutungsänderung bewirkt, d.h., daß durchaus auch ein psychischer Einfluß vorliegt (Lit.18). Die Herzfrequenz wurde nicht registriert, da es sich ja nicht um orthostatische Untersuchungen handelte. Um den evtl. Einfluß der Tagesrhythmik (Lit.3,12) zu berücksichtigen, wurden die Versuche vormittags um 9^{00} Uhr und am

Nachmittag um 15⁰⁰ Uhr mit derselben Versuchsperson durchgeführt. Trotzdem konnte kein Unterschied der beiden Ergebnisse festgestellt werden.

Zur Kontrolle wurde vor Beendigung des Versuchs nochmals ein Drosselungswert bestimmt, der jedoch erwartungsgemäß keine Abweichung vom ersten Wert erbrachte. Aus den auf diese Weise gewonnenen Meßwerten sind 10 Ergebnisse in Tab. 10 dargestellt.

Durch die unterschiedliche Dicke der nichtdurchbluteten Epidermis wird der Anteil der Durchblutungsänderung im Corium unterschiedlich stark erfaßt (s. Eindringtiefe), was bei der Quotientenbildung von Durchblutungsänderung zur Ruhedurchblutung in bezug auf den Drosselungswert zwar durch die Nichtlinearität der Eindringtiefe nicht ganz, aber doch weitgehend eliminiert wird. Deshalb wurden die relativen Änderungen der Durchblutung berechnet und angegeben, die eine bessere Aussage liefern als die Absolutwerte.

Abgesehen von den Fällen 4,5 und 9 fällt auf, daß bei recht unterschiedlichem Absolutwert der Durchblutungsänderung die relative Änderung ziemlich gleich bleibt. Einem Anstieg des diastolischen Druckes um etwa 10 mm Hg entspricht eine Verminderung der Durchblutung um 30 bis 40 %.

Da die Messung der Hautdurchblutung mit Hilfe der Fluvo-graphie unabhängig von der Blutfülle ist (Lit.24), muß die Verminderung auf eine tatsächlich verringerte Durchblutung zurückgeführt werden.

Man würde zunächst einen Abfall der Durchblutung und des systolischen Druckes erwarten, die nach dem Einsetzen der Gegenregulation wieder auf den Ausgangswert ansteigen, falls eine eindeutige Korrelation zwischen den beiden Größen vorliegt. Eventuell würde man noch mit einer Latenzzeit von 17 Sekunden rechnen, wie sie von Thauer beschrieben wird (Lit.50).

Tatsächlich fällt der systolische Blutdruck zunächst ab, erreicht aber nach etwa 30 Sekunden im Normalfall wieder

Tabelle 10: Wärmeleitzahlen in 10^{-4} cal/cm sec $^{\circ}\text{C}$ bei Durchblutungsmessungen der Stirnhaut an gesunden Versuchspersonen auf dem Kipptisch in 0° - und 80° -Lage, prozentuale Änderungen und jeweilige Blutdruckwerte

Vers.- person	λ - Wert bei				Blutdruck bei		Durchblut-	
	Dross.	0°	80°	$\Delta\lambda$	0°	80°	ungsänder.	
1	11,56	13,6	12,78	0,82	116/72	116/80	-4 %	
	-	13,6	12,85	0,75	-	-	-3 %	
2	11,38	13,31	12,59	0,72	110/70	110/80	-31 %	
	-	13,0	12,46	0,54	-	-	-33 %	
3	11,73	12,38	12,13	0,25	112/70	114/80	-38 %	
	-	12,38	12,15	0,23	-	-	-35 %	
4	11,01	13,03	12,71	0,32	110/70	112/84	-16 %	
	-	13,07	12,71	0,36	-	-	-18 %	
5	11,78	12,85	12,48	0,41	100/60	100/68	-37 %	
	-	12,93	12,31	0,62	-	-	-54 %	
6	11,85	12,57	12,35	0,22	110/72	110/82	-31 %	
	-	12,62	12,34	0,28	-	-	-36 %	
7	11,16	11,61	11,45	0,16	102/62	104/74	-36 %	
	-	11,61	11,44	0,17	-	-	-38 %	
8	11,85	12,64	12,26	0,38	108/65	107/75	-48 %	
	-	12,20	12,03	0,27	-	-	-49 %	
9	11,44	13,38	12,96	0,42	104/58	102/68	-22 %	
	-	13,31	13,03	0,28	-	-	-15 %	
10	11,64	13,10	12,49	0,61	109/70	110/81	-42 %	
	-	13,37	12,58	0,79	-	-	-46 %	
Mittel-								
wert:	11,54	12,83	12,41	0,43	-	-	-35 %	

seinen Ausgangswert (Lit.45). Die Blutdruckamplitude nimmt ab, ebenso das Schlagvolumen. Die Barorezeptoren lösen eine Erhöhung des Strömungswiderstandes und eine Steigerung der Herzfrequenz aus (Lit.44,52), wie das auch bei diesen Kipptischversuchen durch Einzelmessungen festgestellt wurde. Die Stirnhautdurchblutung fällt zunächst mit dem systolischen Blutdruck ab, bleibt dann aber auf dem unteren Wert, da die Durchblutung der Peripherie gedrosselt wird. Dies wurde auch schon von Golenhofen (Lit. 19) festgestellt, der in der peripheren Durchblutungsänderung einen Kompensationsmechanismus für die Konstanz des Blutdruckes sieht. Außerdem berichtet er, daß Mattes eine Gegensinnigkeit von Blutdruck und peripherem Volumen mit einem reflektorisch vom Blutdruck abhängigen Pulsverlauf beschrieben hat, und Bock in zwei Fällen einen zum Blutdruck gegensinnigen Verlauf von Muskel- und Hautdurchblutung beobachtet hat. Das Problem liegt hier in der Differenzierung der Hautdurchblutung an verschiedenen Stellen, wenn keine genaueren Angaben über die Meßstellen gemacht werden.

Bei den Kipptischversuchen von Hildebrandt (Lit.33) zeigte sich eine Verringerung der Hautdurchblutung bei Tieflage, während bei den eigenen Messungen eine Zunahme der Stirnhautdurchblutung festgestellt wurde. Der Unterschied liegt darin, daß Hildebrandt an Fußsohle, Fußrücken und Großzehe gemessen hatte. Auch er stellt fest, daß zwar die mechanogene Reaktion der Muskelstrombahn die Kreislaufstabilität entscheidend mitbestimmen kann, aber die Hautdurchblutung in einem stärkeren Maße der zentralen Regulation unterliegt. Man kann also im ersten Augenblick des Kippens wirklich von einer Korrelation zwischen Blutdruck und Stirnhautdurchblutung sprechen.

Die anhaltende Minderdurchblutung bei leicht erhöhtem Mitteldruck gibt Aufschluß über die Änderung der Kreislaufverhältnisse, wie es im Fall 5 zum Ausdruck kam. Dabei wurde neben der Abnahme der Stirnhautdurchblutung auch eine deutlich abfallende Fingerdurchblutung beobachtet,

die mit einem 2-Plattenelement zwar mitregistriert, nicht aber ausgewertet wurde. Ohne ein schnelles Rückkippen in die Nullage wäre es nach den Angaben der Versuchsperson sicherlich zu einem orthostatischen Kollaps gekommen.

Bei den Fällen 4 und 9 handelt es sich um körperlich gut trainierte Leute, die regelmäßig dreimal wöchentlich die Sauna besuchen. Der Blutdruck zeigte erstaunlicherweise zwar normale Reaktionen, die Durchblutung änderte sich aber bedeutend geringer als erwartet. Der Versuch wurde mit einer dieser Versuchspersonen bei starker Müdigkeit wiederholt. Dabei zeigte die Durchblutung dieselbe Änderung wie bei allen anderen Versuchspersonen auch. Es wäre sicherlich interessant, darüber eingehendere Untersuchungen durchzuführen.

Es hat sich ferner gezeigt, daß bei kühler Raumtemperatur von 20°C die Durchblutungsänderungen in ihrer absoluten Größe kleiner sind, in ihrer relativen Größe aber gleich bleiben; und je länger die Drosselung andauert, desto stärker und anhaltender die reaktive Hyperämie wird.

Es wäre bestimmt auch besser gewesen, die Versuchspersonen mit einem Fallschirmgurt oder einer ähnlichen Halterung am Kipptisch festzuschnallen, um die Kreislaufwirkung der Beinmuskulatur als Muskelpumpe auszuschalten. Da die Versuche nur als orientierende Vorversuche dienten, war dieser Einfluß nicht weiter störend. Außerdem ist eine derartige Belastung während der Narkose nicht zu erwarten.

Bei dieser Methode geht sicher auch die Körpergröße in die Messung mit ein, wie es sich bei den Extremfällen von 156 cm Körpergröße und 189 cm Körpergröße zeigte. Im Durchschnitt waren die Versuchspersonen 172 cm groß. Die angegebenen Meßergebnisse beziehen sich nur auf diese durchschnittliche Größe.

Durchblutungsmessungen während der Narkose

Nach den zuvor beschriebenen Vorarbeiten wurde mit der Messung der Hautdurchblutung an der Stirn und an der Daumenkuppe bei Patienten während der Narkose, d.h. in der klinischen Routine, begonnen. Sowohl die Anästhesisten und die Chirurgen als auch die Patienten waren mit diesen unblutigen und schmerzlosen Messungen einverstanden. Leider konnte aus räumlichen und organisatorischen Gründen nur im Operationssaal gemessen werden, wodurch sich die Anforderungen hinsichtlich der einfachen Handhabung und Anwendbarkeit der Methode erhöhten. Einschränkende Bedingungen waren nur, daß die Operationen länger als eine Stunde dauerten und die Patienten älter als zwölf Jahre waren.

Nach Brück brauchen Besonderheiten der Thermoregulation, wie sie bei Kleinkindern auftreten, ab dem Alter von zwölf Jahren sicher nicht mehr berücksichtigt zu werden.

Eine halbe Stunde wurde jeweils benötigt, um die Sonde in einer geeigneten Lage anzubringen, (d.h. der Nullgradient mußte kleiner als $0,04^{\circ}\text{C}$ sein) sowie die Ruhedurchblutung vor (5 - 10 Minuten) und nach der Drosselung (10 - 15 Minuten), sowie den Drosselungswert selbst (5 Minuten Drosselung) zu bestimmen. Die Drosselung erfolgte an der Stirn durch kräftigen Druck mit dem Daumen auf die Sonde bzw. die Kapsel und an der Daumenkuppe durch Aufpumpen der Blutdruckmanschette auf 200 mm Hg.

Die Auswertung der ersten 14 Protokolle ergab keinerlei Korrelation der Blutdruckwerte, die auf dem Anästhesieprotokoll eingetragen waren, mit den Werten der registrierten "Durchblutungskurve", obwohl im Kurvenverlauf eine Ähnlichkeit offensichtlich war. Der Fehler lag darin, daß die Werte aus der Meßkurve immer nach genau 10 Minuten bestimmt wurden, der Blutdruck mal nach 8, mal nach 13 Minuten gemessen, im Protokoll aber im 10-minütigen Abstand eingetragen wurde.

Nach dieser Feststellung wurden bei 30 weiteren Patienten die Durchblutung an der Stirn und teilweise am Daumen unter Berücksichtigung der genauen zeitlichen Zuordnung gemessen. In manchen Fällen war die Auflagefläche für die 6-Plattensonde am Daumen zu klein, in anderen Fällen wurde alle 2 Minuten der Blutdruck gemessen, so daß von einer Ruhedurchblutung nicht die Rede sein konnte und diese Messungen leider nicht verwertet werden konnten.

Die mit Hilfe der DIEHL-Sigmatron-Rechenmaschine errechneten Korrelationen sind für die Halothan-Narkosen in Tabelle 11 und für die Neuroleptnarkosen (NLA) in Tabelle 12 dargestellt.

In Spalte 1 sind die fortlaufend nummerierten Versuche aufgeführt; n ist die Anzahl der Meßwerte; r_s der Korrelationskoeffizient zwischen systolischem Blutdruck und dem entsprechenden λ -Wert der Stirndurchblutung; r_{s10} ist der Korrelationskoeffizient bei einer zeitlichen Verzögerung von 10 Minuten zwischen Blutdruck und Stirndurchblutung; r_D ist der Korrelationskoeffizient zwischen dem diastolischen Druck und r_M der Korrelationskoeffizient zwischen dem arithmetischen Mittelwert von systolischem und diastolischem Blutdruck und der Wärmeleitzahl. Für die Finger- bzw. Daumendurchblutung werden die Korrelationskoeffizienten mit dem Zusatzindex F versehen. Eine zeitliche Verzögerung war am Daumen nicht so klar sichtbar wie an der Stirn und wurde deshalb nicht berücksichtigt.

Obwohl die Interpretation der Korrelationskoeffizienten aufgrund der geringen Anzahl der Meßwerte sehr gewagt ist, kann man doch feststellen, daß teilweise eine sehr gute und teilweise kaum eine Korrelation vorhanden ist.

Ein deutlicher Unterschied zwischen den Halothan- und den NLA-Narkosen ist ebenfalls nicht zu erkennen. Das kann andererseits wieder als Bestätigung für die Blutdruckabhängigkeit gedeutet werden. Eine klare Aussage läßt sich aufgrund dieser Ergebnisse weder für noch gegen die Brauchbarkeit zur Blutdrucküberwachung machen, denn zu viele

Tabelle 11: Korrelationskoeffizienten zwischen Durchblutung und Blutdruck bei Halothan-Markosen

Nr.	n	r_S	r_{S10}	r_D	r_M	n	r_{SF}	r_{DF}	r_{MF}
1	5	0,2046	-	0,781	0,5488	-	-	-	-
2	3	0,0186	0,9995	0,0014	0,0187	-	-	-	-
3	8	0,5239	0,8432	0,205	0,4352	-	-	-	-
4	5	0,4652	-	0,1883	0,1727	-	-	-	-
6	3	0,6786	0,9754	0,8816	0,7583	-	-	-	-
7	22	0,539	0,5315	0,5213	0,5374	-	-	-	-
14	3	0,9449	-	0,001	0,9608	5	0,9643	0,858	0,9823
18	18	0,2863	0,6271	0,3151	0,3191	19	0,2897	0,3844	0,3286
19	7	0,3172	0,55	0,6486	0,5129	6	0,1816	0,5438	0,1869
21	8	0,2824	-	0,4848	0,365	8	0,331	0,4613	0,3807
23	17	0,6109	-	0,0687	0,4836	17	0,5154	0,1654	0,4331
25	23	0,4011	-	0,1581	0,5257	22	0,5901	0,6536	0,6089
27	10	0,4484	-	0,3224	0,1956	10	0,5063	0,4749	0,6156
28	5	0,5201	-	0,13	0,4056	5	0,6247	0,2223	0,4979
29	10	0,8481	-	0,5247	0,7879	10	0,8356	0,7157	0,8469
30	6	0,405	-	0,080	0,3346	6	0,2576	0,0271	0,2048
Mittel-									
wert:		0,4684	0,7990	0,3319	0,4706		0,5096	0,4507	0,5086
Standard-									
abw.:		0,2335	0,2030	0,2782	0,2225		0,2548	0,2590	0,2602

n = Anzahl der Meßwerte

r_S = Korrelationskoeffizient bezogen auf den systolischen Druck

r_{S10} = Korrelationskoeffizient bei einer zeitlichen Verzögerung von 10 Minuten zwischen systolischem Blutdruck und Stirnhautdurchblutung

r_D = Korrelationskoeffizient bezogen auf den diastolischen Druck

r_M = Korrelationskoeffizient zwischen dem arithmetischen Mittelwert von systolischem und diastolischem Blutdruck und der Stirnhautdurchblutung (Wärmeleitzahl)

Der Zusatzindex F bedeutet, daß sich die Werte auf die am Finger gemessenen Wärmeleitzahlen beziehen.

Tabelle 12: Korrelationskoeffizienten zwischen Durchblutung und Blutdruck bei Neuroleptnarkosen

Nr.	n	r_S	r_{S10}	r_D	r_M	n	r_{SF}	r_{DF}	r_{MF}
8	9	0,9385	-	0,6317	0,9063	9	0,1545	0,0185	0,1133
9	8	0,7694	0,9011	0,2439	0,6874	-	-	-	-
10	9	0,5229	-	0,4905	0,5265	-	-	-	-
11	11	0,3815	-	0,1234	0,344	12	0,1763	0,0186	0,1419
12	7	0,554	0,7732	0,5858	0,6295	7	0,5275	0,6675	0,6259
13	14	0,0968	-	0,5664	0,4098	14	0,2312	0,4919	0,239
15	5	0,0904	-	0,4193	0,2177	8	0,6746	0,4668	0,4296
16	5	0,0856	0,8505	0,2139	0,0626	5	0,2940	0,3582	0,318
17	11	0,3131	-	0,2455	0,3006	12	0,2179	0,3022	0,0182
20	8	0,2729	-	0,4164	0,3357	7	0,4599	0,4203	0,4728
22	9	0,3345	-	0,3996	0,4099	9	0,704	0,1257	0,5724
24	6	0,0259	0,5412	0,4338	0,1632	6	0,6527	0,8919	0,7809

Mittel-

wert: 0,3655 0,7666 0,3975 0,4161 0,4082 0,3762 0,3714

Standard-

abw.: 0,2871 0,1591 0,1609 0,2383 0,2191 0,2786 0,2476

1. Spalte = Nummer des Versuches

n = Anzahl der Meßwerte

r_S = Korrelationskoeffizient zwischen dem systolischen Druck und der Stirnhautdurchblutung

r_{S10} = Korrelationskoeffizient bei einer zeitlichen Verzögerung von 10 Minuten zwischen dem systolischen Blutdruck und der Durchblutung

r_D = Korrelationskoeffizient bezogen auf den diastolischen Blutdruck

r_M = Korrelationskoeffizient zwischen dem arithmetischen Mittelwert von systolischem und diastolischem Blutdruck und der Stirnhautdurchblutung

Der Zusatzindex F bedeutet, daß sich die Werte auf die am Finger gemessene Durchblutung (genauer: Wärmeleit Zahlen) beziehen.

Einflüsse spielen hier eine Rolle. Vor allem müßten gleiche Operationen und gleiche Narkosetechniken vorliegen, wie es bei Borst (Lit.8) der Fall war. Außerdem müßte genau erfaßt werden, welche Medikamente zu welcher Zeit und in welcher Menge verabreicht werden. Für die zeitliche Zuordnung gilt hier dasselbe wie bei der Blutdruckmessung.

Aus früheren Untersuchungen ist bekannt, daß bei Adrenalin die Hautdurchblutung sinkt, während die Muskeldurchblutung ansteigt, jedoch bei Noradrenalin beide Durchblutungen abfallen (Lit.7). Durch CO₂-Atmung kommt es zu einem Blutdruckanstieg, die Hand- und die Stirndurchblutung werden aber geringer (Lit.35). Bei Hyperventilation wird die Handdurchblutung ebenfalls geringer, am Rumpf dagegen kommt es trotz Blutdruckabfall zu einer Mehrdurchblutung (Lit.36). Dies beruht nach Hille (Lit.35) auf einer Bradykininfreisetzung. Durch die geringere Durchblutung am Rumpf ist der Abtransport ebenfalls verringert, so daß es zu einer nervall bedingten Vasokonstriktion und einer humoral bedingten Gefäßverengung infolge von Hyperventilation kommt. Beide Mechanismen werden aber bei der Hyperventilation durch die Wirkung des Bradykinins durchbrochen (Lit.35). Rieckert und Closs (Lit.49) stellen bei intravenöser Applikation von Lysergsäurepräparaten eine Zunahme der Stirndurchblutung und eine Abnahme der Fingerdurchblutung fest. Bei den eigenen Untersuchungen wurde in einem Falle bei iv-Gabe von Succinyl eine initiale Durchblutungssteigerung sowohl an der Hand als auch an der Stirn beobachtet. Dies könnte aber auch durch Manipulationen an der operierten Niere bedingt sein.

Der Einfluß der Schweißsekretion war in allen Fällen so gering, daß eine Beeinträchtigung der Meßergebnisse auszuschließen war. Obwohl Hensel (Lit.26) eindeutig darauf hinweist, daß die Hautfeuchte die Messung nicht beeinflusst, wird in der Literatur (Lit.49) doch hin und wieder eine gegenteilige Auffassung vorgetragen.

Die Ergebnisse von Borst (Lit.8) konnten weitgehend bestätigt werden, obwohl es nicht in allen Fällen zu einem

Durchblutungsabfall am Finger gegen Ende der Narkose kam und die angegebenen Werte für die Wärmeleitzahl etwas zu hoch erscheinen. Wie schon erwähnt, konnte leider nicht vor der Narkose sowie bei Narkoseeinleitung und auch nicht in allen Fällen bis nach der Extubation gemessen werden. Daß vor der Narkoseeinleitung die Spontanrhythmik (Lit.3,6,19,33,41) fehlt, ist nach meinen Beobachtungen auf die Angst der Patienten zurückzuführen. Der psychische Einfluß (Lit.18) muß offensichtlich zu diesem Zeitpunkt noch stark ausgeprägt sein, obwohl die Prämedikation bereits wirksam sein sollte. Oder, durch eine leichte Hyperventilation kommt es nach Aschoff (Lit.1) zu einer Vaskokonstriktion, die auch bei Schmerz oder Geräusch erhalten bleibt. "Es fallen dabei in der konstriktorischen Phase der Wellen 3.Ordnung Blutdruckanstieg und Minderdurchblutung zusammen". Diese Aussage von ihm gilt für die Extremitäten. In wieweit das auch für die Stirn zutrifft, hat er nicht beschrieben.

Der Durchblutungsverlauf während der ganzen Operationsdauer zeigt teilweise eine deutliche Minutenrhythmik, in anderen Fällen wiederum keine, sondern nur mehr oder weniger kreislaufabhängige Schwankungen. Ein derartig gleichbleibender Verlauf wie ihn Borst (Lit.8) in seinen Abbildungen 1, 2, 6 und 8 zeigt, konnte nur in einem Falle bei nahezu völlig gleichbleibendem Blutdruck beobachtet werden. Stirn- und Fingerdurchblutung waren sowohl gleich- als auch gegensinnig und unabhängig voneinander. Auffallend ist dabei die Gleichsinnigkeit, die nach den Untersuchungen von Damm (Lit.12) allerdings an gesunden Versuchspersonen, deutlich entgegengesetzt verlaufen.

Die Verbesserungen der Kreislaufverhältnisse durch Lanitop war in allen Fällen an der Steigerung der Stirn- und der Fingerdurchblutung sehr deutlich sichtbar. Eine sehr gute Korrelation zwischen Durchblutung und Blutdruck ergab sich immer dann, wenn Stirn- und Fingerdurchblutung gleichsinnig verliefen.

Am Ende der Operation (Hautnaht) bzw. nach der Wegnahme der OP-Tücher kam es zu einem Durchblutungsabfall, durch

die Handbeatmung bzw. die Spontanatmung zu einem erneuten Anstieg, der eventuell auch durch Schmerzreize bedingt wird. Insgesamt gesehen, bot sich ein sehr uneinheitliches Bild, so daß weitere gezielte Untersuchungen mit entsprechender Narkosesteuerung oder zumindest gleichbleibender Narkosedurchführung erforderlich gewesen wären, um die vielen Parameter nach und nach zu eliminieren. Aufgrund der seit Frühjahr 1973 anhaltenden besonderen Situation in der Anästhesieableitung, mußten weitere Untersuchungen auf diesem Gebiet eingestellt und auf unbestimmte Zeit verschoben werden. Auf eine Berechnung der relativen Änderungen, wie bei den Kipptischversuchen, wurde bei diesen sehr unterschiedlichen Ergebnissen verzichtet.

Zusammenfassung

Für den Einsatz der Fluvographie in der Langzeit-Adaptationsforschung und in der klinischen Routine wurden verschiedene Modifikationen eines 6-Plattenelements zur Messung der Hautdurchblutung entwickelt, die keine derartige Abhängigkeit von anisotropen Durchblutungsverhältnissen wie das 2-Plattenelement aufweisen.

Nach der Ableitung der Bestimmungsgleichung für das 6-Plattenelement wurde die Bestimmung der Sondenkonstanten eingehend beschrieben und eine standardisierte Methode angegeben.

Die Mitheizung liegt etwa 10 % höher als bei den bisherigen Hautmeßköpfen mit zwei Platten. Anhand der dabei aufgenommenen Auf- und Abheizkurven wurde die asymmetrische Reaktion auf Durchblutungsänderungen nachgewiesen, die bei allen Elementen mit Mitheizung auftreten muß.

Die Eindringtiefe liegt mit etwa 1,7 mm noch im zulässigen Bereich. Dabei zeigt sich, daß die Dicke der Epidermis das Meßergebnis mehr oder weniger stark beeinflußt. An einem einfachen Strömungsmodell wird der Vorteil des neuen Elementes nachgewiesen.

Diesen Untersuchungen schließen sich Durchblutungsmessungen am Menschen an. Dabei wurde durch die Entwicklung einer Kapsel mit eingebauter Feder zur Sondenbefestigung eine Verbesserung der Reproduzierbarkeit der Meßergebnisse und eine sichere Langzeitregistrierung erzielt.

Die Kipptischversuche ergaben eine Durchblutungsabnahme um etwa 40 % bei einer Erhöhung des diastolischen Druckes um durchschnittlich 10 mm Hg. Der Blutdruck konnte nicht fortlaufend registriert werden, da nur nach Riva Rocci gemessen wurde.

Bei den Durchblutungsmessungen an Patienten während der Narkose zeigte sich teilweise eine ganz eindeutige Korrelation zwischen Stirndurchblutung und Blutdruck, andererseits aber auch ein recht uneinheitliches Bild, so daß aufgrund dieser Messungen bei 48 Operationen keine endgültige Aussage gemacht werden kann. Es hat sich aber gezeigt, daß die Fluvographie auch unter erschwerten Arbeitsbedingungen in der Klinik und nicht nur unter wohl vorbereiteten Versuchsbedingungen eingesetzt werden kann.

Literaturverzeichnis

1. Aschoff, J.: Mitteilungen zur spontanen und reflektorischen Vasomotorik der Haut.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 248, 171-177 (1944b)
2. Aschoff, J.: Über die Interferenz temperaturregulatorischer und kreislaufregulatorischer Vorgänge in den Extremitäten des Menschen.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 248, 197-207 (1944b)
3. Aschoff, J.: Der Tagesgang der Körpertemperatur beim Menschen.
Klin.Wschr. 33, 545-551 (1955)
4. Aschoff, J., R. Wever: Die Wärmedurchgangszahl als Durchblutungsmaß am Menschen.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 264, 272-279 (1957b)
5. Aschoff, J., R. Wever: Die Anisotropie der Haut für den Wärmetransport.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 269, 130-134 (1959)
6. Bauereisen, E.: Physiologie des Kreislaufs I.
Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York 1971
7. Bock, K.D., H. Hensel, J. Ruef: Die Wirkung von Adrenalin und Noradrenalin auf die Muskel- und Hautdurchblutung des Menschen.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 261, 322-333 (1955)
8. Borst, R.H.: Hautdurchblutung und Narkose.
Anaesthesist 22, 177-183 (1973)
9. Brück, K., H. Hensel: Wärmedurchgang und Innentemperatur der menschlichen Extremitäten.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 257, 70-86 (1953)

10. Burton, A.C.: Physiologie und Biophysik des Kreislaufs.
F.K. Schattauer Verlag, Stuttgart, New York
1969
11. Coffman, J.D.: Forehead blood flow measured by radioisotope
disappearance rates.
Amer.J.Physiol. 217, 1134-1138 (1969)
12. Damm, F.: Tagesgang der Hautdurchblutung.
Inaug.-Diss. Marburg 1972
13. Delius, L., E. Witzleb: Probleme der Haut- und Muskeldurch-
blutung.
Bad Oeynhausener Gespräche VI, Springer-Verlag,
Berlin, Göttingen, Heidelberg 1964
14. Eckert, E.R.G.: Einführung in den Wärme- und Stoffaustausch.
Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York
1966
15. Fox, R.H., R. Goldsmith, D.J. Kidd: Cutaneous vasomotor control
in the human head, neck and upper chest.
J.Physiol.(Lond.) 161, 298-312 (1962)
16. Froese, G., A.C. Burton: Heat losses from the human head.
J.appl.Physiol. 10, 235-241 (1957)
17. Golenhofen, K., H. Hensel, G. Hildebrandt: Durchblutungsmessung
mit Wärmeleitelementen.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1963
18. Golenhofen, K., G. Hildebrandt: Psychische Einflüsse auf die
Muskeldurchblutung.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 263, 637-646 (1957b)
19. Golenhofen, K., G. Hildebrandt: Die Beziehung des Blutdruck-
rhythmus zu Atmung und peripherer Durchblutung.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 267, 27-45 (1958)

20. Golenhofen, K., G. Hildebrandt: Weiterentwicklung der Wärmeleitsonde zur Messung der menschlichen Muskeldurchblutung.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 274, 615-623 (1962a)
21. Grängsjö, G., J. Sandblom, H.R. Ulfendahl, M. Wolgast: Theory of the heated thermocouple principle.
Acta physiol.scand. 66, 366-373 (1966)
22. Gröber/Erk/Grigull: Die Grundgesetze der Wärmeübertragung, 3. Aufl.
Springer-Verlag, Berlin, Göttingen, Heidelberg 1955
23. Hensel, H.: Physiologie der Thermoreception.
Ergebn.Physiol. 47, 166-368 (1952)
24. Hensel, H.: Kritische Betrachtungen zur Messung der Hautdurchblutung mit thermischen Methoden.
Klin.Wschr. 34, 1273-1276 (1956)
25. Hensel, H.: Fortlaufende Bestimmung der Hautdurchblutung am Menschen mit einem neuen Wärmeleitmesser.
Naturwissenschaften 43, 477-478 (1956c)
26. Hensel, H.: Meßkopf zur Durchblutungsregistrierung an Oberflächen.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 268, 604-606 (1959)
27. Hensel, H.: Physiologie der menschlichen Hautdurchblutung.
In: L. Delius u. E. Witzleb: Probleme der Haut- und Muskeldurchblutung. Bad Oeynhausener Gespräche VI, Springer-Verlag, Berlin, Göttingen, Heidelberg 1964, S.57-69
28. Hensel, H.; K. Brück, P. Rath: Homeothermic Organisms. In: Temperature and life, eds. H. Precht, J. Christophersen, H. Hensel, W. Larcher, p.503-761.
Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York 1973

29. Hensel, H., F. Bender: Fortlaufende Bestimmung der Hautdurchblutung am Menschen mit einem elektrischen Wärmeleitmessser.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 263, 603-614 (1956)
30. Hensel, H., F.F. Doerr: Untersuchungen mit einem neuen Haut-Wärmeleitmessser.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 270, 78 (1959)
31. Hermesmeier, D.: Messung der menschlichen Hautdurchblutung mit einem Mehrfach-Wärmeleitelement (Wärmeleitband).
Inaug.-Diss. Marburg 1971
32. Hertzmann, A.B., L.W. Roth: The absence of vasoconstrictor reflexes in the forehead circulation. Effects of cold.
Amer.J.Physiol. 136, 692-697 (1942)
33. Hildebrandt, G.: Die Muskeldurchblutung des Menschen bei orthostatischer Belastung.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 272, 6-7 (1960)
34. Hille, H.: Zur Durchblutung der Terminalstrombahn.
Dr. Alfred Hüthig Verlag, Heidelberg 1965
35. Hille, H., B. Lau: Über unterschiedliche Durchblutungsreaktionen der Haut an verschiedenen Körperstellen auf gleichartige Gefäßreize.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 271, 808-814 (1960)
36. Hille, H., B. Lau: Unterschiedliche Durchblutungsreaktionen der Hautgefäße an verschiedenen Körperstellen.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 272, 7-8 (1960)
37. Hilton, S.M.: Local mechanisms regulating peripheral blood flow.
Physiol.Rev. 42, Suppl. 2, 265-275 (1962)

38. Illig, L.: Die terminale Strombahn. Capillarbett und Mikrozirkulation.
Springer Verlag, Berlin, Göttingen, Heidelberg 1961
39. Jüngst, B.-K.: Aussagemöglichkeiten der Hauttemperatur.
Arch.Kinderheilk. 63, 120-125 (1971)
40. Kaiser, K.: Untersuchungen über physiologische Reaktionen bei regionaler thermischer Belastung.
Inaug.-Diss. Marburg (in Vorbereitung)
41. Koepchen, H.P. Die Blutdruckrhythmik.
Dr. D. Steinkoff Verlag, Darmstadt 1962
42. Matthes, K.: Kreislaufuntersuchungen am Menschen mit fortlaufend registrierenden Methoden.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1951
43. McTaggart, B., H. Brenn: Fluvographische Messungen der Hautdurchblutung nach Einnahme neuer Venentherapeutika.
Dermatologica(Basel) 145, 106-108 (1972)
44. Mechelke, K.: Orthostatische Kreislaufänderungen bei Personen mit nervösen Herz- und Kreislaufstörungen.
Z.klin.Med. 150, 551 (1953)
45. Mechelke, K., P. Christian: Vegetative Herz- und Kreislaufstörungen.
Sonderabdruck aus: Handbuch der Inneren Medizin.
Begründet von L. Mohr u. R. Staehelin. Springer Verlag, Berlin, Göttingen, Heidelberg 1960
46. Melchior, H.: Die Hautdurchblutung verschiedener Körperregionen bei dosierter Tretarbeit.
Inaug.-Diss. Marburg 1966

47. Pirlet, K.: Hauttemperatur und Hautdurchblutung bei Luft-Sonnen-Bädern.
Arch.phys.Ther.(Lpz.) 13, 147-155 (1961)
48. Reindell, H., H. Klepzig: Kreislaufmessungen.
5. Freiburger Colloquium.
Werk-Verlag Dr. Edmund Banaschewski, München-Gräfelfing 1965
49. Rieckert, H., H.P. Closs: Durchblutungsmessungen am Finger und Unterarm mit Wärmeleitelementen und Venenverschlußplethysmographie.
Z.Kreisl.-Forsch. 57, 597 (1968)
50. Thauer, R.: Der Mechanismus der Wärmeregulation.
Ergebn.Physiol. 41, 607-805 (1939)
51. Thron, H.L.: Wärmedurchgangszahl und Durchblutung der menschlichen Gesichtshaut bei Einwirkung verschiedener Umgebungstemperaturen.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 263, 127-144 (1956)
52. Trautwein, W., O.H. Gauer, H.P. Koepchen: Herz und Kreislauf, Bd.3. Aus: Physiologie des Menschen von Gauer, Kramer, Jung. Urban & Schwarzenberg Verlag, München, Berlin, Wien 1972.

Herrn Professor Dr. H. Hensel gilt mein besonderer Dank für die Stellung des Themas, seine wertvollen Anregungen, seine wohlwollende Förderung, sowie seine großzügige Unterstützung, die zur Durchführung meiner Arbeit beigetragen und diese ermöglicht haben.

Herrn Professor Dr. L. Priebe möchte ich für seine Beratung in technischen Fragen und seine anregenden Diskussionen danken.

Herrn Professor Dr. K. Golenhofen danke ich für sein Interesse, seine Anregungen und Mitteilungen über seine Erfahrungen mit dem Wärmeleitband.

Auch allen anderen Mitarbeitern des Institutes, die nicht namentlich hier genannt sind, möchte ich für ihren Beitrag zu dieser Arbeit danken.

Außerdem möchte ich den Anästhesisten und Chirurgen dafür danken, daß die Messungen während der Operationen durchgeführt werden konnten.

Lebenslauf

Am 28. September 1943 wurde ich als Sohn des kaufmännischen Angestellten Ernst Brandt und dessen Ehefrau Emma Brandt geb. Durban in Konstanz geboren.

- | | |
|-----------------|--|
| 1948 | Amtliche Mitteilung des Todes meines bis dahin vermißten Vaters. Anschließend Umzug nach Freistett. |
| 1949 - 1953 | Volksschule Freistett |
| 1953 - 1959 | Progymnasium Rheinbischofsheim |
| 1959 - 1962 | Wirtschaftsoberschule Offenburg |
| 1.3. - 1.9.1962 | Praktikum in verschiedenen Betrieben |
| 1962 - 1969 | Studium der Elektrotechnik, Fachrichtung Nachrichtentechnik an der Technischen Hochschule Karlsruhe |
| 10.9.1969 | Diplomhauptprüfung an der Universität (TH) Karlsruhe |
| 1970 - 1971 | Systemberater (Planung und Projektierung) für Krankenhausdatenanlage bei der Firma <u>S</u> tandard <u>E</u> lektrik <u>L</u> orenz AG in Berlin |
| Seit April 1971 | Studium Humanbiologie an der Universität Marburg |
| Seit 1972 | bin ich verheiratet. |

Meine akademischen Lehrer waren die Damen und Herren
Professoren, Dozenten und Doktoren:

in Karlsruhe: Buckel, Ernsthausen, Fischer, Föllinger,
Friedburg, Ganzhorn, Geier, Günther, Härtl,
Harmuth, Heidelberger, Jehlicka, Jess,
Jungbluth, Kaltenecker, Kazmierzak, Kiefer,
Kollmann, Kramer, Kurtze, Lehmann, Leitgeb,
Matuschka, Menzel, Merkwitz, Mueller, Münch,
Nahrgang, Nesselmann, Oetker, Prassler,
Proebster, Reeb, Reumuth, Rothe, Rupprecht,
Scholder, Schubert, Schüßler, Schulz,
Steinbuch, Stöckmann, Strubecker, Weber,
Wittich.

in Marburg: Amon, Aziz, Beier, Braasch, Braun, Dennhardt,
Engel, Golenhofen, Haberich, Habermehl,
Hensel, Hildebrandt, Himmelmann, Ihm,
Karlson, Koransky, Kunz, Lammel, Nier,
Oehmig, Petry, Portig, Priebe, Rohen,
Schmid, Schneider, Streicher, Wendt, Wienbeck,
Ziervogel.

